

**НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»
приладобудівний факультет
кафедра приладів і систем неруйнівного контролю**

«На правах рукопису»
УДК _____

«До захисту допущено»
Завідувач кафедри

_____ А.Г. Протасов
« ____ » _____ 2019 р.

**Магістерська дисертація
на здобуття ступеня магістра
зі спеціальності
151 Автоматизація та комп'ютерно-інтегровані технології
на тему: «Ультразвуковий інтроскоп для діагностики хвороб серця»**

Виконав (-ла):
студент (-ка) II курсу, групи ПК-81мп
Котов Іван Георгійович

Науковий керівник:
Доцент к.т.н., доцент
Галаган Р.М.

Консультант з графічної частини:
Старший викладач
Богдан Г.А.

Консультант з електричної схеми:
Доцент к.т.н., доцент Баженов В.Г.

Рецензент:

Засвідчую, що у цій магістерській дисертації немає
запозичень з праць інших авторів без відповідних
посилань.

Студент (-ка) _____

Київ – 2019 року

**Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»
приладобудівний факультет
кафедра приладів і систем неруйнівного контролю**

Рівень вищої освіти – другий (магістерський) за освітньо-професійною програмою

Спеціальність (освітньо-професійна програма) – 151 «Автоматизація та комп'ютерно-інтегровані технології» («Комп'ютерно-інтегровані технології та системи неруйнівного контролю і діагностики»)

ЗАТВЕРДЖУЮ
Завідувач кафедри

_____ А.Г. Протасов
«__» _____ 2019 р.

**ЗАВДАННЯ
на магістерську дисертацію студенту**

Котову Івану Георгійовичу

1. Тема дисертації «Ультразвуковий інтроскоп для діагностики хвороб серця», науковий керівник дисертації доцент к.т.н., доцент Галаган Р.М., затверджені наказом по університету від «__» _____ 20__ р. № _____
2. Термін подання студентом дисертації _____
3. Об'єкт дослідження: Хвороби серця.
4. Вихідні дані: робоча частота 5МГц, тип перетворювача лінійна ФАР, сектор сканування $\pm 45^\circ$
5. Перелік завдань, які потрібно розробити: провести аналітичний огляд, розрахувати акустичний тракт, розробити функціональну та принципову схеми систем, розробити функціональну та принципову схеми, написати програму для аналізу зображень.
6. Орієнтовний перелік графічного (ілюстративного) матеріалу: функціональна схема, принципова схема, складальне креслення.
7. Орієнтовний перелік публікацій: Написані праці конференції, “Погляд у майбутнє приладобудування”

8. Консультанти розділів дисертації

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Розробка стартап-проектів	Бояринова К.О., к.е.н., доцент; доцент кафедри менеджменту факультету менеджменту та маркетингу КПІ ім. Ігоря Сікорського	1.12.19	10.12.19
Розробка електричних трактів	Баженов В.Г., к.т.н., доцент; доцент кафедри приладів і систем неруйнівного контролю КПІ ім. Ігоря Сікорського	15.11.19	11.12.19

9. Дата видачі завдання _____

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання магістерської дисертації	Термін виконання етапів магістерської дисертації	Примітка
1	Огляд існуючих інтроскопів	1.09.19-30.09.19	
2	Написання аналітичного огляду	1.10.19-30.10.19	
3	Розрахунок розмірів перетворювача	1.11.19-06.11.19	
4	Розрахунок коефіцієнта акустичного тракту	6.11.19-15.11.19	
5	Креслення схем	15.11.19-30.11.19	
6	Моделювання датчику	30.11.19-2.12.19	
7	Написання програми	15.11.19-3.12.19	
8	Розробка стартап-проекту	1.12.19-3.12.19	
9	Аналіз результатів та написання висновків	3.12.19-6.12.19	

Студент

Котов І.Г.

Науковий керівник дисертації

Галаган Р.М.

Реферат

Магістерський проект складається з 78 сторінок, 35 ілюстрацій та 2 таблиць. В данному проекті були проаналізовані методи індикації хвороб серця та вже існуючі, за їх принципом роботи прилади. Визначені їх переваги та недоліки, на основі чого був обраний принцип роботи. За принципом роботи була створена електрична принципова схема, яка працює на ПЛІС. Елементи схеми були розраховані і підібрані таким чином, щоб було можливим вимірювання малими датчиками. В роботі було запропоновано систему, перевагою якої є те, що вимірювання проводиться у міжреберному середовищі, через достатньо малі розміри датчику.

Була проаналізована маркетингова складова стартап-проекту, для описання можливого впровадження та ринкових напрямів реалізації системи.

Об'єктом дослідження є процес автоматизованого визначення хвороб серця.

Предметом дослідження є зміна амплітуди відбитого сигналу.

Метою роботи є розробка ультразвукового інтроскопу для діагностики хвороб серця при скануванні у міжреберному просторі та аналіз і обробка існуючих даних.

Ключові слова: ультразвук, інтроскоп, ПЛІС, міжреберне середовище.

Abstract

The master's project consists of 78 pages, 35 illustrations and 2 tables. In this project the methods of indication of heart diseases and already existing, according to their working principle of the device were analyzed. Their advantages and disadvantages were determined on the basis of which the working principle was chosen. On principle, the electrical circuit was created that works on the FPGA. The circuit elements have been calculated and selected so that small sensors can be measured. The paper proposed a system, the advantage of which is that measurements are made in the intercostal environment due to the sufficiently small dimensions of the sensor.

The marketing component of the startup project was analyzed to describe the possible implementation and market directions of the system implementation.

The object of the study is the process of automated detection of heart disease.

The subject of the study is the change in the amplitude of the reflected signal.

The purpose of the work is the development of an ultrasound introscope for the diagnosis of heart disease and analysis and processing of existing data.

Keywords: ultrasound, introscope, FPGA, intercostal environment.

Зміст

ВСТУП	9
РОЗДІЛ 1 Аналітичний огляд	11
1.1.Методи діагностики хвороб серця	11
1.1.1. Електрокардіографія.....	11
1.1.2. Холтерівський моніторинг.....	12
1.1.3.Ехокардіографія	13
1.1.4. Стресовий тест.	15
1.1.5.Катетеризація серця.....	15
1.1.6.Серцева комп'ютерна томографія.....	16
1.1.7. Кардійно-резонансна томографія(МРТ).....	17
1.2. Класифікація випромінювачів акустичних хвиль	18
1.3. Методи збудження ультразвукових коливань	19
1.3.1.П'єзоелектричний метод.	19
1.3.2.Термоакустичний метод.....	21
1.3.3.Електромагнітоакустичні методи.....	21
1.4.Фазовані антенні решітки	22
1.4.1. Структура ФАР.	22
1.4.2.Управління фазовими зсувами	24
1.4.3.Особливості побудови ФАР	24
1.5.Ультразвукові системи медичної діагностики	25
1.5.1. Віддзеркалення і заломлення ультразвукової хвилі на межі поділу двох середовищ ..	27
1.5.2. Поглинання ультразвукових хвиль	29
1.5.3. Особливості застосування ультразвуку в медицині	30
1.6.Фізичні основи ультразвукової інтроскопії	31
РОЗДІЛ 2 РОЗРАХУНОК АКУСТИЧНОГО ТА ЕЛЕКТРОАКУСТИЧНОГО ТРАКТУ	35
2.1.Розрахунок акустичного тракту	35
2.2.Розрахунок електроакустичного тракту.....	43
Розділ3. ОПИС ТА РОЗРАХУНОК ЕЛЕМЕНТІВ ЕЛЕКТРИЧНОЇ ПРИНЦИПОВОЇ СХЕМИ ..	45
3.1.Розрахунок генератора зондуючих імпульсів	46
3.2Розрахунок схеми захисту	49
3.3.Розрахунок операційного підсилювача	50
3.4.Підбір смугового фільтру	51
3.5Підбір модулю ЧРЧ.....	52

3.5.Цифро аналоговий перетворювач	55
3.6.Вибір та розрахунок АЦП	56
3.7.Вибір ПЛІС	58
3.8.Вибір дисплея.	59
РОЗДІЛ4. РОЗРАХУНОК ПОХИБОК ВИМІРЮВАННЯ	60
4.1.Похибка вимірювання підсилювача	60
4.2.Похибка квантування АЦП	61
Розділ 5. МОДЕЛЮВАННЯ	62
5.1.Графік кривої акустичного тракту.....	62
5.2.Модель датчику виміру у середовищі SolidWorks.....	63
5.3. Програма для аналізу ультразвукових знімків	63
6. РОЗРОБЛЕННЯ СТАРТАП-ПРОЕКТУ	65
6.1Опис ідеї проекту	65
6.2 Технологічний аудит ідеї проекту	66
6.3 Аналіз ринкових можливостей запуску стартап-проекту	68
6.4. Розроблення ринкової стратегії проекту.....	76
6.5 Розроблення маркетингової програми стартап-проекту	78
Висновки	83
Список використаної літератури	84
Додатки	
.....	
.....	83

Перелік умовних позначень

УЗК – Ультразвуковий контроль

ПЕП – П'єзоелектричний перетворювач

ОК – Об'єкт контролю

ФГ – Фазована ґратка

ФАР – Фазова антенна решітка

ЧРЧ – Часове регулювання чутливості

ІХС – Ішемічна хвороба серця

ЕКГ – Електрокардіограма

МРТ – Магнітно-резонансна томографія

АР – Антенні решітки

АЦП – Аналогово-цифровий перетворювач

ЦАП – Цифро-аналоговий перетворювач

ЦТС – Цирконат-татанат свинцю

ВСТУП

У 2008 році загальною причиною смертності в США, Канаді, Англії і Уельсі є серцево-судинні захворювання. Наприклад, тільки у Сполучених Штатах кожні 34 секунди помирає людина від цих захворювань. Кожного року з'являється близько 2 млн людей, котрі хворі цією патологією, з них близько 50% - це люди працездатного віку від 28 до 50 років. На жаль, в Україні смертність від хвороб серця та системи кровообігу займає перше місце, за даними статистики кількість захворювань у 2-4 рази вище, ніж у країнах ЄС та світу. За отриманими даними вік людей, що захворіли є меншим, а смертність від захворювань набагато більша. Серцево-судинні захворювання належать до життєвоzagрозливих та найбільш складних в Україні. У 2004 році зареєстровано понад 10 млн хворих на гіпертонічну хворобу, 7,6 млн хворих — на ішемічну хворобу серця і майже 3 млн осіб — з цереброваскулярними захворюваннями.

Перелік серцево-судинних захворювань:

- Ішемічна хвороба серця (ІХС)— захворювання, яке характеризується порушенням кровопостачання міокарду внаслідок пошкодження коронарних артерій. Ішемічна хвороба серця, переважно зумовлюється атеросклерозом. Внаслідок появи атеросклеротичної бляшки просвіт судини звужується. Порушення кровотоку в коронарних судинах, призводить до недостатнього кровопостачання серцевого м'яза. Внаслідок припинення кровопостачання серцевого м'яза в зоні ураженої артерії гинуть (некротизуються) його окремі ділянки.
- Раптова коронарна смерть.
- Стенокардія.
- Інфаркт міокарда: Гострий інфаркт міокарда — некроз ділянки серцевого м'яза (міокарду) внаслідок абсолютної або відносної недостатності кровопостачання у цій ділянці.

- Кардіосклероз
 - Гостра емболія легеневої артерії
 - Дисліпідемія
 - Безбольова форма ішемічної хвороби серця.
 - Артеріальна гіпертензія.
- Кардіоміопатія буквально означає «хвороба серцевого м'яза». Це погіршення моторної функції міокарду (тобто, серцевого м'яза) з будь-якої причини. Люди з кардіоміопатіями, звичайно піддаються небезпеці аритмії та раптовій серцевій смерті.

Для запобігання вище перелікованих проблем зі здоров'ям використовують прилади для діагностики хвороб серця[1].

Тому метою дисертаційної роботи є розробка ультразвукового інтроскопу для діагностики хвороб серця для контролю у міжреберному просторі.

Об'єктом дослідження є хвороби серця.

Предметом дослідження є ультразвукові методи діагностики хвороб серця.

РОЗДІЛ 1 Аналітичний огляд

1.1.Методи діагностики хвороб серця

Вибір методу діагностики серця, або серцево-судинних поверхонь залежить від симптомів, котрі відчуває людина. Тобто після отримання переліку симптомів лікар обирає певні аналізи, котрі знадобляться для діагностики вашого стану. Незалежно від того, який тип захворювання може бути, лікар проведе загальний огляд фізичного стану та запитає про особисту та сімейну історію хвороби. Найвідомішими та найпопулярнішими аналізами є аналіз крові та рентгенографія грудної клітки. Окрім вищеперелікованих аналізів тести на діагностику серцевих захворювань можуть бути різними.

1.1.1. Електрокардіографія.

Електрокардіографія – це графічний метод реєстрації явищ, котрі виникають в серцевих м'язах під час його роботи. Електрокардіографію використовують для точного дослідження серцево-судинних систем. Цей метод дозволяє з великою точністю показати локалізацію змін міокарда, його глибину, розповсюдженість та час прояву. Також ЕКГ дозволяє виявляти склеротичні та дистрофічні процеси в міокарді. Результатом діагностики є графік котрий виводиться на екран монітору або друкується. Приклад серцевого циклу та кардіограм вказаний на (рис1.1).

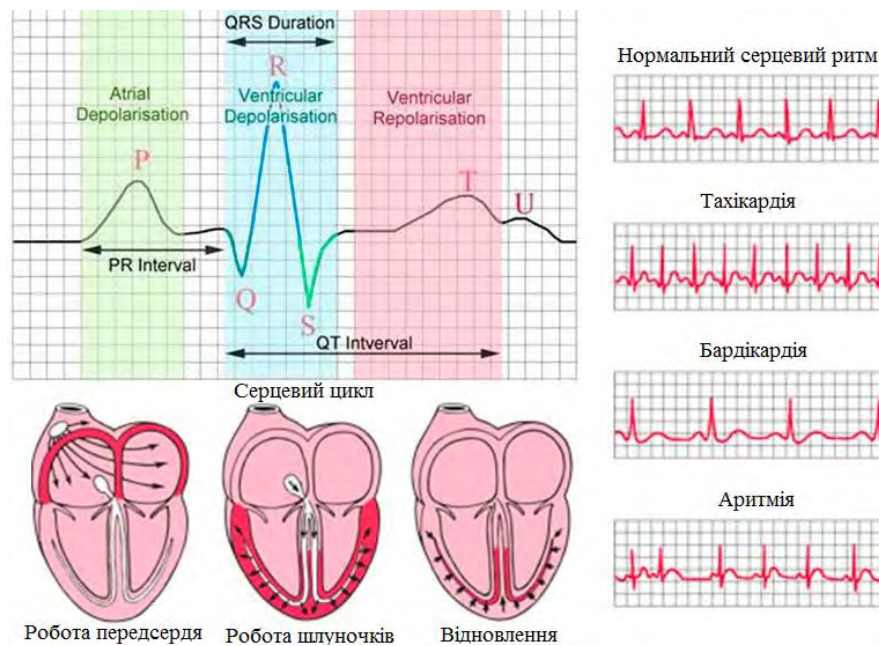


Рис.1.1 Приклад електрокардіограми та серцевого циклу

Електрокардіограма (ЕКГ) – тест, котрий вимірює електричну активність серцебиття особи. З кожним ударом серця через нього проходить електричний імпульс, котрий в свою чергу змушує м'яз мерця здавлюватись і викачувати кров з серця. Тобто результат ЕКГ –це реєстрація коливань за різницею потенціалів, які виникають в серці під час його роботи[2].

1.1.2. Холтерівський моніторинг.

Холтерівський моніторинг – це один із методів електрофізіологічної інструментальної діагностики. Запропонував цей метод американський біофізик Норман Холтер . Холтер моніторинг як правило використовується для виявлення порушень серцевого ритму, які не були виявлені під час аналізу за допомогою звичайного ЕКГ.

Принципом виміру є неперервний аналіз за допомогою електрокардіограми. Для зручного використання цього методу, вимір здійснюється за допомогою портативного рекордера, котрий пацієнт може носити з собою(рис.1.2). Час вимірювання залежить від симптомів особи, а саме 24, 48 або 72 годин, в деяких випадках майже 7 діб. Запис результатів виміру проходить по

багатоканальним(від 2 до 12) регістраторам. Найбільш популярними є 2-3 канальні регістратори. Для зняття показань використовують одноразові клейкі електроди, котрі в свою чергу прикріплюють в певні ділянки тіла людини. Важливим пунктом є те, що пацієнт під час вимірювання повинен вести звичайний спосіб життя. Аналіз результатів проходить на дешифраторах, в якості яких використовують персональний комп'ютер.

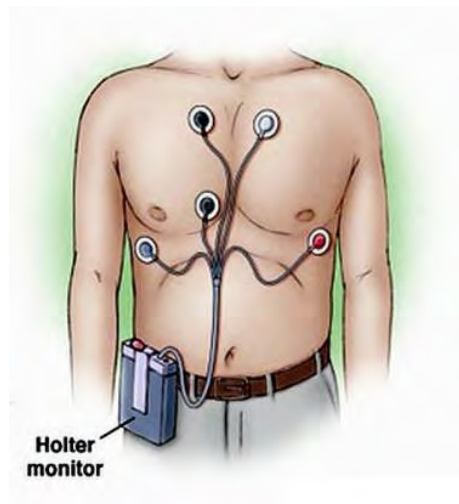


Рис.1.2. Добове моні торування за Холтером.

Недоліком методу є те, що холтерівський моніторинг, навіть за багато годин використання, не має високого коефіцієнту передбачення хвороби.

1.1.3.Ехокардіографія

Ехокардіографія – ультразвуковий метод аналізу серця та магістральних судин.

Принцип роботи є достатньо простим. На тіло пацієнта встановлюють спеціальні датчики або переміщують один датчик на поверхні грудної клітки. Ці датчики генерують ультразвукову хвилю, котра в свою чергу лунає у тіло людини та проходячи різні поверхні доходить до серця, відбивається від нього та приходить назад на той самий датчик. Отриманий сигнал аналізують(проводиться аналіз зміни амплітуди) конвертується у комп'ютері та подається на монітор приладу у вигляді динамічного зображення (рис1.3).

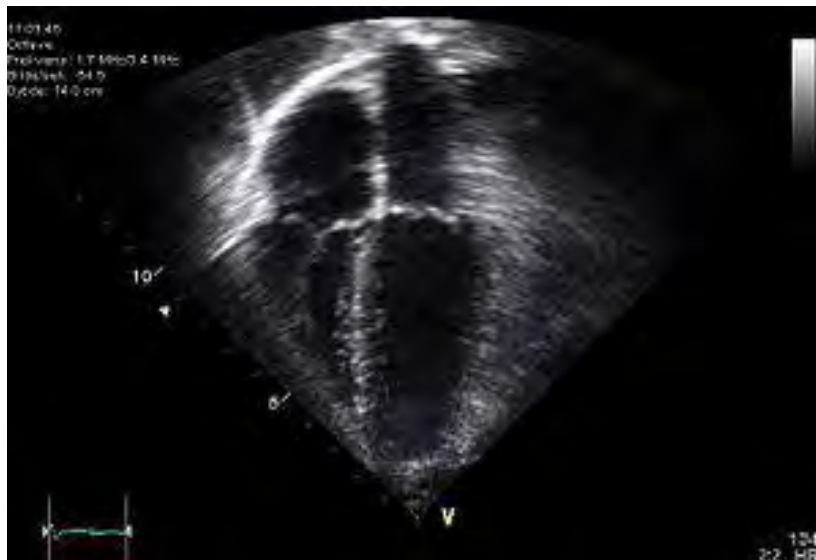


Рис.1.3. Ехокардіограма зображення серця(4 камери)

Переваги такого методу :

- Вимірювання цілком безпечне
- Найінформативний метод - лікар бачить не тільки стан судів, серця, а і спостерігає рух крові, зміни в будові...
- Легкість у вимірюванні.

Недоліки цього методу :

окрім зображення, результату виміру немає, тому роз шифрованою зображення займаються декілька лікарів.

Також вимір датчику є досить чутливим, тому активні рухи пацієнта можуть викликати некоректні дані.

До деяких ділянок серця важко дістатись, тому для того щоб роздивитись серце з усіх боків датчик вводять через шлунок.

Апаратура для ехокардіографії показана на (рис.1.4).



Рис.1.4. Прилад для проведення ехокардіографії

1.1.4. Стресовий тест.

Один із найпростіших способів аналізу серця. Даний тип тесту передбачає підвищення частоти серцевих скорочень за допомогою фізичних вправ або ліків. Після прийняття ліків, або групи вправ виконуються спеціальні тести та підключається апаратура для перевірки реакції вашого серця.

1.1.5. Катетеризація серця

Катетеризація серця – один із найновіших та найскладніших з точки зору виконання методів пошуку хвороб серця. Катетеризація являє собою проведення у організм людини спеціального катетера з датчиками та камерою. Датчик поміщають в камери серця, легеневу артерію, коронарну артерію та вени. Метод використовують для того, щоб проводити виміри, котрі неможливі для виміру ззовні (вимір тиску в артеріях і тд.)

Коротка трубка (оболонка) вставляється у артерію, вену або у зону паху. У вже вставлену оболонку поміщають сам датчик, який являє собою порожнисту гнучку і довгу трубку. Лікар пропускає даний датчик(катетер) (рис.1.5) по організму дивлячись за його переміщенням за допомогою рентгенівських знімків.



Рис.1.5. Приклад датчику катетеризації.

Результат виміру цього методу дозволяє виявити анатомічні властивості артерія та серця, гомодинаміку легеневих артерій і т.д. Отримані дані є важливими для визначення кінцевого діагнозу та призначення методу лікування.

1.1.6.Серцева комп'ютерна томографія.

Один із найінформативніших та частіше всього використовуваних методів пошуку різних захворювань.

При томографії пацієнта поміщують на стіл всередині машини циліндричної форми. Рентгенівська трубка знаходиться всередині обертової частини приладу, котрий показаний на (рис.1.6.) Вона обертається навколо тіла та збирає інформацію. Потім виводить досить детальне зображення обраної частини тіла. Дуже часто використовується для аналізу серцево-сосудистої системи.



Рис.1.6.КТ на прикладі ранніх ознак коронарного склерозу

1.1.7. Кардійно-резонансна томографія(МРТ)

Кардійно-резонансна томографія один із видів МРТ. МРТ – метод дослідження органів і тканин людини, при якому використовується явище ядерного магнітного резонансу. Через збудження атомних ядер водню за допомогою деяких комбінацій електромагнітних хвиль у сталому магнітному полі ми отримуємо їх відклик, на основі якого і базується висококонтрасне зображення тканин та органів тіла. Приклад Магнітно-резонансного томографу показаний на рис.1.7.



Рис.1.7. Магнітно-резонансний томограф

1.2. Класифікація випромінювачів акустичних хвиль

Оскільки обраною темою дослідження є “Ультразвуковий інтроскоп для діагностики хвороб серця”, обраним методом аналізу серцево-судинної системи є ехокардіографія. Ехокардіографія використовує ультразвук як спосіб аналізу інформації.

Ультразвук – це пружна звукова хвиля з частотою від 20кГц до 1 ГГц, яка не сприймається людським вухом. Класифікацію пружних хвиль показано на (рис.1.8).



Рис.1.8. Класифікація пружних хвиль.

Ультразвукові коливання випромінюється з датчику та поширюються у певне середовище.

Випромінення ультразвуку відбувається завдяки випромінювачам, котрі в свою чергу різняться за типом та способом модуляції випромінених коливань. За способом модуляції коливань випромінювачі поділяються на імпульсне та безперервне випромінювання.[4]

Випромінювачі з імпульсним випромінюванням генерують хвилі за допомогою коротких та періодичних сигналів, тривалість яких визначається малою частиною періоду. У цих випромінювачах формою випромінених хвиль є короткочасні відео імпульси та короткочасні імпульсно-модульовані хвилі. Ослаблення відбитого сигналу при локалізації перешкод з нерівномірною поверхнею відсутня через невелику частотну модуляцію.

У випромінювачах з безперервним випроміненням, прийнятий сигнал закладений в параметрі хвилі. Перевагою безперервного випромінення є те, що він має більш високі метрологічні характеристики, але його споживання енергії є більшим ніж у випромінювачів з імпульсним випроміненням.

У випромінювачах безперервного випромінення використана частотна та тональна модуляція амплітуди несучої хвилі. Вимірювальна відстань визначається за допомогою виникнення зрушення фази обвідної, через використання тональної модуляції. В свою чергу за допомогою частотної модуляції відстань ідентифікують через частоту яка виникає у результаті накладання випромінених та прийнятих коливань.

У безперервних випромінювачах умовою є наявність акустичної ізоляції приймача від випромінювача. Критерієм достатньої ізоляції є відсутність сигналу на виході випромінювача.

Перевагою випромінювачів в безперервну модуляцією окрім метрологічних характеристик є підвищена роздільна здатність і завадостійкість, оскільки відомими ознаками корисного сигналу є не амплітудні, а тимчасові параметри. Але Безперервні випромінювачі мають суттєвий недолік, а саме менша дальність роботи(дальність дії) в порівнянні з імпульсними.

1.3. Методи збудження ультразвукових коливань

Методи збудження коливань в ультразвуковому контролі залежать від різних фізичних явищ, а саме від: електромагнітних явищ, п'єзоелектричних явищ, акустичних, лазерних та магнітостиркійних методів збудження коливань. Але найбільш відомим та найчастіше використовуваним є п'єзоелектричний метод.

1.3.1.П'єзоелектричний метод.

У п'єзоелектричному методі коливання збуджує пластина. Пластина складається з різних елементів. В пластині частина кварцу(рис.1.9) складається з атомів кисню і кремнію, а заряд компенсується різними зарядами певних груп, котрі розташовані на більшій відстані від площини ніж атом.

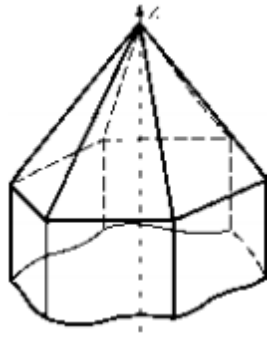


Рис.1.9. Частина кварцу

На поверхні з'являється від'ємний заряд, через рух від'ємних груп до площини, при стисненні даної пластини. Водночас на іншій поверхні з'являється надлишковий позитивний заряд. Полярність поверхні може змінюватись при зміні кута направлення деформації. Кристал кварцу – це стабільний матеріал, як з фізичної так і з хімічної точки зору. За своїми властивостями кристал кварцу є достатньо твердим і нагадує форму шестигранної призми з пірамідоїдальними звуженнями (рис 1.10).

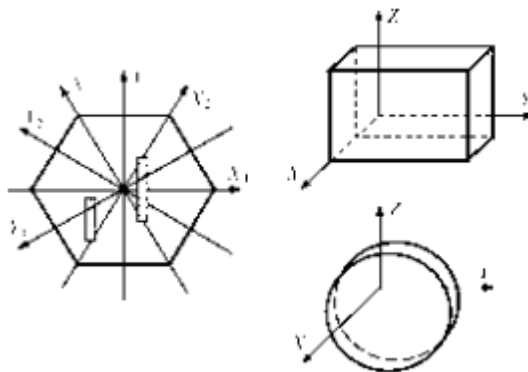


Рис.1.10. Форма п'єзоелектричних призм.

Кожен кристал кварцу має 3 осі X, яка визначається лінією яка з'єднує кути призми та центральну вісь. При вирізі пластини в площині яка паралельна осі X ми можемо спостерігати п'єзоефект. Тобто якщо таку пластину деформувати по вісі X, на її поверхні з'являтимуться електричні заряди. Після цього пластину потрібно помістити в змінне електричне поле, котре в свою чергу розташовано вздовж осі X. Така пластина називається з X вирізом. Також іноді виготовляють

пластини з Y вирізом. Після переміщення Y пластини в змінне електричне поле почнуть генеруватись поперечні коливання. Тобто пластина X генерує прокольні коливання, а пластина Y поперечні.

Товщина пьезопластини залежить від довжини хвилі та розраховується за формулою (1.1.)

$$d = \frac{\lambda}{2} = \frac{c}{2 \cdot f} \quad (1.1)$$

де λ – довжина хвилі, c – швидкість ультразвуку у середовищі, f - частота УЗ коливань.

1.3.2.Термоакустичний метод

При нагріванні певної ділянки тіла, температура на інших ділянках буде змінюватись поступово, тому нерівномірне розподілення температури призводить до термомеханічних напруг(нерівномірного теплового розширення тіла). При зміні вище вказаних напруг по часу, спостерігаємо виникнення акустичних хвиль, які формуються шаром змінної температури. Інакшим образом це і є термоакустичний ефект. Важливою умовою є те, що поверхня повинна нагріватись дистанційно, тобто безконтактним методом, за допомогою індукційного нагріву або нагріву пучком лазера. Дистанційний нагрів дає можливість для безконтактного розбудження хвиль в ОК.

1.3.3.Електромагнітоакустичні методи

Явища електродинамічної,магнітної взаємодії та магнітострикція є основою для збудження та прийому коливань за електромагнітоакустичним методом.

Магнітострикція – явище зміни геометричних розмірів феромагнітних матеріалів під дією змінюю чого зовнішнього магнітного поля. Ефект магнітострикції навпаки називають магнітопружністю. Схема електромагнітного акустичного перетворювача показана (рис.1.11).

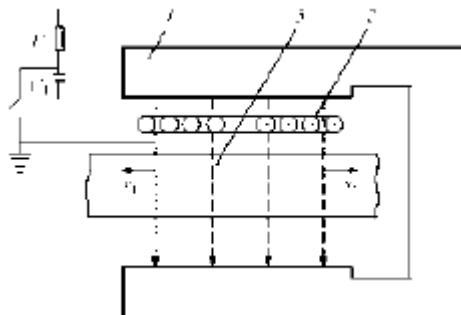


Рис.1.11. Схема ЕМА перетворювача.

1.4.Фазовані антенні решітки

Фазованими антенними решітками (ФАР) - це набір розташованих в одній поверхні акустично та електрично незалежних елементів прямокутної форми. антенні решітки (АР). Перевагою таких решіток є те, що напрям випромінювання та діаграми її спрямованості змінюється через зміну фази сигналів у випромінюючих елементах.

Кількість використання випромінювачів типу фазованих антенних решіток або Фазованих Ґраток (ФҐ) зростає, завдяки перевагам електричного сканування над механічним. Також за допомогою ФҐ отримується можливість динамічно керувати та фокусувати. Динамічне керування обумовлене зміною кута введення променя та зміною ширина пучка променя. Найефективніше та найчастіше ФАР використовуються у медичних приладах, оскільки це дозволяє здійснити візуалізацію зображень та отримати чітку картинку сканую чого простору, саме тому у даній роботі прилад працює на елементах фазованої антенної решітки.

1.4.1. Структура ФАР.

ФАР складається з ідентичних елементів, котрі розташовані в одній площині та на однаковій відстані один від одного. Приклад фазованої ґратки показаний на рис.(1.12)

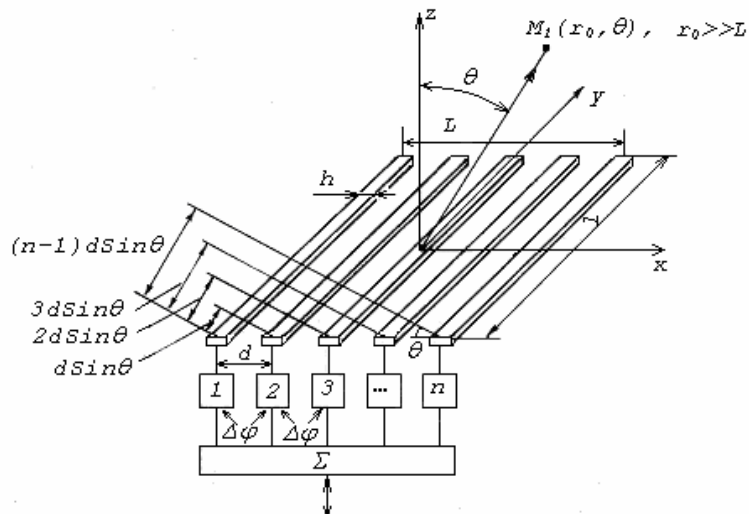


Рис.1.12. Лінійна фазована ґратка

ФАР має різні розміри, форми та конструкцію. Це залежить від типу використовуваних випромінювачів та способу їх розташування. Сектор сканування фазованих ґраток зазвичай визначається діаграмою спрямовування (ДС) випромінювачів цієї ґратки[5].

Є різні типи випромінювачів, що використовуються у ФАР. Легкоспрямовані випромінювачі частіше всього використовуються у решітках з швидким ширококутним хитанням променя. Приклади таких випромінювачів: симетричні і несиметричні вібратори; спіральні, стижневі та щілинні антени та відкриті кінці радіохвилеводів, та багато інших. Велика за розмірами фазована ґратка може складатись з малих модулів ФАР. Їх діаграма спрямованості орієнтується на основний промінь решітки.

Елементи ФАР можуть розташовуватись залежно від просторового сектора та форми ДН.

- вздовж лінії ;
- в заданому обсязі;
- по напрямленню поверхні;

Також форма скануючої поверхні визначається конфігурацією вимірюваного об'єкта, Конформне ФАР – це тип решіток за формою розкриву, яка є схожою на форму скануючого об'єкта . Також достатньо поширені плоскі ФАР;

в котрих промінь сканує до направлення вздовж розкриву або від напрямку нормалі до розкриву. Але при відхиленні поменя від нормалі, коефіцієнт спрямованої дії може зменшуватись. Для забезпечення ширококутного сканування використовують непласкі(сферичні ФАР) або цілу системи плоских ФАР, котрі в свою чергу орієнтовані у різні напрямки.

1.4.2.Управління фазовими зсувами

Також ФГ розрізняють за методом зміни фазових зсувів:

- частотним скануванням, яке в свою чергу засноване на використанні математичної залежності фазових зрушень від частоти;
- з електромеханічним скануванням, котре здійснюється за допомогою зміни форми збуджуючої радіохвилі;
- з електричним скануванням, котре працює завдяки фазообертачам, керованим електричними сигналами з дискретною або безперервною зміною фазових зрушень.

Найпопулярнішими є решітки з електричним скануванням. Це обумовлено можливістю створення фазових зрушень по всьому розкриву. Також для високочастотного випромінювання в сучасних ФАР використовують ферритові і напівпровідникові фазообертачі. Їх єдиним недоліком є втрата потужності на приблизно 20%. Фазообертачі працюють за допомогою швидкодіючої електронної системи, котра управляє групами елементів або — кожним фазообертачем окремо. Хитання променю в просторі проводиться за як за заданим законом, так і за виробленою в ході роботи програмою.

1.4.3.Особливості побудови ФАР

Для того, щоб елементи антенної решітки створювали коливання, потрібно їх випромінювач. Процес збудження випромінювачів Збудження випромінювачів фазованої ґратки за допомогою вільно розповсюджених хвиль або за допомогою фідерних ліній. Фідерні тракти порушення разом з фазообертачами, містяться в

основі складних електричних пристроїв. Вони забезпечують збудження всіх випромінювачів, що в свою чергу дозволяє створити скануючі промені (в багатопромених ФАР). Квазіоптичні ФАР в

бувають двох типів: лінзові в котрих за допомогою допоміжних випромінювачів фазообертачі і основні випромінювачі збуджуються хвилями, що які розповсюджені від випромінювача, і відбивні — в яких на виходах фазообертачів встановлені відбивачі, а в свою чергу основний і допоміжні випромінювачі суміщені. Кожному променю у просторі відповідає свій промінь у квазіоптичних багатопромених ФАР. Також для формування діаграми направленості в решітках застосовують фокусуючі пристрої, наприклад дзеркала або лінзи. Такі ФАР іноді називаються пасивними.

Найбільші можливості керування характеристиками спостерігають у активних ФАР. В цих решітках до кожного випромінювача або модулю підключений передавач або приймач. Ці приймачі зазвичай керовані по фазі іноді і по амплітуді. Управління фазою в активних ФАР зазвичай проводиться в ланцюгах порушення передавачів, які є когерентними або в трактах проміжної частоти. Саме тому фазообертачі в активних ФАР працюють в відмінних від частотного діапазону діапазонах хвиль, також втрати в фазообертачах не впливають на рівень основного сигналу. Спільна обробка сигналів у активних ФГ на приймання, дозволяє отримати більш точну інформацію про джерела випромінювання.

Для боротьби з наслідками взаємного впливу випромінювачів застосовують спеціальні методи компенсації зв'язку елементів. Це пов'язано результатами взаємодії випромінювачів між собою.

1.5.Ультразвукові системи медичної діагностики

Відображення типу В-скан використовується системою Уз візуалізації густини м'яких тканин людини або тварини. Це відображення використовується через змінку кута вводу коливань в межах 300° . Саме через таких діапазон вводу

кутів хвиль ми можемо побудувати якісну картину двохвимірною розподілу зображень контрольованого середовища.

Через малу різницю акустичних імпедансів м'яких тканин та води з кутове введення ультразвукових коливань в середовище м'яких тканин створюється за допомогою зміни нахилу осі ультразвукового перетворювача відносно поверхні сканую чого об'єкту.

Для збільшення роздільної здатності системи головну пелюстку діаграми направленості перетворювача звужують в дальній зоні за рахунок використання сферичної будови п'єзоелектричного перетворювача. Незважаючи на це зміщення діаграми направленості завжди виконують кутовим зміщенням перетворювача в площині за допомогою використання електромеханічного приводу.

При умові, що ми максимально обмежимо акустичний тиск, ми позбудемось впливу УЗ коливань. Тобто ми отримаємо безпечну взаємодію ультразвукових коливань з живою тканиною. Максимальна частота котра дозволена для використання в медичних дослідженнях є 7.5 В. Це обумовлене руйнівними можливостями ультразвукових частот. Ультразвукові коливання мають мале значення інтенсивності, це у сукупності з невеликою відмінністю акустичних імпедансів внутрішніх органів людини є проблемою, адже можливість відображення особливостей структури м'яких тканин є майже відсутнім. Тому для часткового вирішення цієї проблеми потрібно підсилювати луно сигнали, щоб отримати високу якість, тобто контрастність зображення В-скану. Однією із причин використання ФАР у медицині, полягає у тому, що при навантаженні ФАР на біологічне середовище, котре у більшості випадків складається із води, поперечні хвилі не створюються мало апертурним перетворювачем. Саме тому кути сканування є значно більшими.

Для зміни кутового положення ПЕП потрібно реалізувати електромеханічний привід, котрий буде складатись з мікродвигуна з кулачковим механізмом для передачі механічного моменту. За допомогою цього буде реалізована періодична зміна кутового положення ПЕП.

1.5.1. Віддзеркалення і заломлення ультразвукової хвилі на межі поділу двох середовищ

При поширенні УЗ коливання підпорядковуються законам геометричній оптики. Тобто однорідному середовищі хвилі розпоширюються прямолінійно та з однаковою швидкістю. На кордоні різних середовищ, частина УЗ коливань відбивається, а частина проходить. Це залежить від щільності середовища, та його коефіцієнту поглинання ультразвуку.. Чим вище градієнт акустичної щільності середовищ, тим більша частина коливань відбивається до середи з якої прийшли. Відбиття хвиль залежить від частоти коливань(при більшій частоті є більшим відбиття) та від кута падіння. Як і в законах геометричної оптики, при куті падіння 90° відбиття є більшим. Приклади відбиття показані на (рис.1.12)



Рис.1.13. Поширення звукової хвилі на межі розділу двох середовищ

Відображення ультразвукових променів на кордоні розділу двох середовищ залежить від хвильового опору цих середовищ. Хвильовий опір або акустичний імпеданс є комплексною величиною, що залежить від густини середовища та швидкості ультразвуку у ньому. Акустичний імпеданс Z дорівнює добутку густини середовища ρ на швидкість поширення ультразвукової хвилі C у цьому середовищі:

$$Z = \rho \cdot C \text{ Формула} \quad (1.2)$$

За умови, якщо ультразвукова хвиля падає нормально на певну межу поділу двох середовищ. Інтенсивність цієї падаючої хвилі - I_1 , інтенсивність заломленої хвилі - I_2 . Відношення(1.3)

$$\frac{I_1}{I_2} = \beta \quad (1.3)$$

Називають коефіцієнтом проходження звукової хвилі β

Коефіцієнтом проходження хвилі є величина, котра дорівнює відношенню інтенсивності заломленої хвилі до інтенсивності хвилі що падає. Релей показав, що

$$\beta = \frac{4 \frac{c_1 \cdot p_1}{c_2 \cdot p_2}}{\left(\frac{c_1 \cdot p_1}{c_2 \cdot p_2} + 1 \right)} \quad (1.4)$$

З формули видно, що якщо $c_1 \cdot p_1 = c_2 \cdot p_2$, тоді коефіцієнт проникнення максимальний і дорівнює 1. В цьому випадку УЗ хвиля проходить в інше середовище без відбиття. Якщо $c_1 \cdot p_1 \ll c_2 \cdot p_2$, тоді $\frac{c_1 \cdot p_1}{c_2 \cdot p_2} \ll 1$ та коефіцієнт проходження β розраховується за формулою:

$$\beta = 4 \frac{c_1 \cdot p_1}{c_2 \cdot p_2} \quad (1.5.)$$

В цьому випадку проходження хвилі є незначним, а відображення ультразвукової хвилі навпаки максимальним. Наприклад, коефіцієнт проходження на межі повітря-шкіра становить 0,08%. Якщо хвильові опори двох середовищ є співмірними, то частина хвильового такого потоку відбивається, а частина цього опору проходить у інше середовище. В такому випадку коефіцієнт проходження розраховується за формулою Релея. Наприклад, на межі середовищ гліцерин-шкіра коефіцієнт проходження складає 99,3%, а частка відбитої хвилі становить лише 0,7%. Саме тому, якщо ультразвуковий випромінювач притиснути до шкіри людини, то ультразвук не проникає всередину, тому що повністю відбивається від тонкого шару повітря між випромінювачем та шкірою. При використанні При використанні спеціальної контактної рідини інтенсивність хвилі, що проникає є найбільшою[3].

Ультразвукові хвилі мають високу відбивну здатність на кордоні м'яз-окістя-кістка, на поверхні порожнистих органів (див. Таблицю 1.1.).

Таблиця 1.1. Відбивна здатність поверхні порожнистих органів[3]:

Розділ середовищ	$k_{\text{від}}, \%$
------------------	----------------------

Кров-м'яз	1,5
Кров-нирка	2,1
Кров-печінка	2,7
М'яз-жир	10,9
Печінка-камені печінки	0-17,0
М'яз-кістка	64,0
Мозок-кістка черепа	66,0
Повітря-м'які тканини	99.95

1.5.2. Поглинання ультразвукових хвиль

Для медичної інтроскопії важливий такий пункт як поглинання та поширення УЗ хвиль у різних середовищах. Проходження хвиль залежить від властивостей середовища, а саме від щільності, в'язкості та температури, також від інтенсивності та частоти ультразвукових коливань. Інтенсивність УЗ хвиль, котрі застосовуються в медицині можна розділити на три частини: мала інтенсивність, 0,05-1,5 Вт / см², середня інтенсивність, 1,5-3 Вт / см², велика інтенсивність, 3-10 Вт / см². Зменшення інтенсивності проходить за законом(1.6):

$$I = I_0 \cdot e^{-kh} \quad (1.6)$$

де I - інтенсивність УЗ хвилі на певній глибині проникнення h; I₀ - інтенсивність хвилі на поверхні обраної речовини; k - коефіцієнт поглинання, котрий залежить від частоти хвилі, в'язкості та щільності середовища.

Також відомо, що чим більше частота ультразвукової хвилі, тим менша глибина її проникнення. Так, ультразвукові хвилі частотою від 1 600 до 2 600 кГц проникають на глибину 1 см, а з частотою від 800-900 кГц - на 4-5 см.

Для визначення інтенсивності УЗ хвилі на певній глибині медичних використовується інша формула(1.7):

$$I = I_0 \cdot 2^{-kh} \quad (1.7.)$$

де h – глибина напівпоглинання. Глибина напівпоглинання - це глибина, при якій інтенсивність ультразвукової хвилі зменшується вдвічі. Також глибина проникнення залежить виду тканини. Поглинання в рідкого середовища значно менше, ніж м'якої тканини та значно більше ніж кісткової тканини.

1.5.3. Особливості застосування ультразвуку в медицині

Застосування ультразвуку в медичних приладах засноване на його здатності проникати в м'які тканини організму та відбиватись від більш щільних тканин, для отримання зображення внутрішніх органів і структур. При дослідженні внутрішніх органів на поверхню тіла спрямований тонкий промінь ультразвукових імпульсів, котрі генеруються невеликим п'єзоелементом, який працює у режимі генерування та прийому ультразвукових коливань. За допомогою аналізу отриманих даних, ми отримуємо зображення структури уздовж траєкторії переміщення датчика.

Будь-яке середовище має свою щільність і швидкість поширення ультразвукових коливань у ньому. Чим вище густина і швидкість, тим більший акустичний імпеданс і зв'язно хвильовий опір. У м'яких тканинах людини швидкість ультразвуку становить 1 540 м / с, у крові - 1 570, в кістках - 3 370, у м'язах - 1 580, в жировій тканині посилення - 1 450, у печінці посилення - 1 550 м / с.

На (рис. 1.14) наведений частотний спектр акустичних хвиль. Отримане зображення може бути двох типів. Перше – це випромінювання коротких Уз імпульсів, а друге формування зображення на основі прийнятих сигналів. Прийняті сигнали пропускаються через ряд елементів(підсилюється, фільтрується, переводиться з аналогового виду у цифровий, розраховується та виводиться на монітор. На екрані монітора зображення постають у вигляді зрізів тіла, які мають різні відтінки чорно-білого кольору (рис. 1.15)[3].



Рис1.14. Частотний спектр акустичних хвиль і відповідні його готельним ділянках області застосування УЗ в медицині



Рис.1.15. Ехографічна картина підшлункової залози в нормі

1.6. Фізичні основи ультразвукової інтроскопії

В сучасних сканерах для медичних приладів механічні датчики не використовуються, оскільки вони мають достатню кількість недоліків, а саме шум, вібрація та достатньо низька роздільна здатність. В електронних датчиках розгортка проводиться електронним шляхом. Електронні датчики мають ґратки випромінювача з 512 або 1024×4 елементів. Така кількість елементів ґратки забезпечує три типи ультразвукового сканування

- Лінійне
- Конвексне
- Секторне

На (Рис. 1.16.) схематично показано три типи датчиків для ультразвукового сканування. Вибір датчика для дослідження залежить від розташування об'єкту контролю у організмі тобто від глибини і характеру положення органу[3].

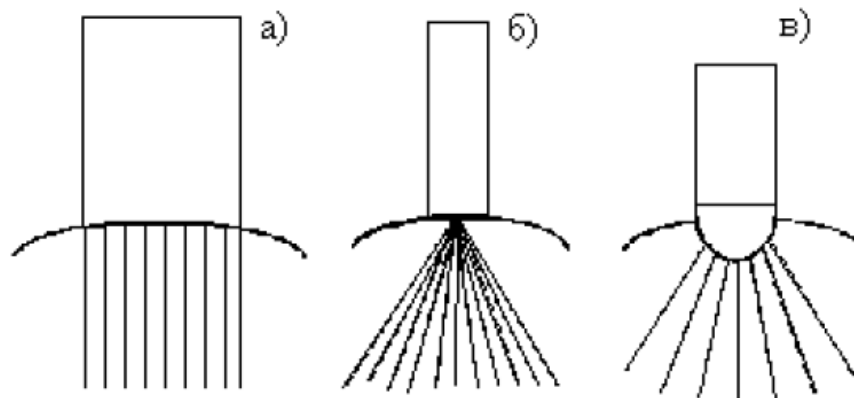


Рис.1.16. Схема формування променя лінійного (а), конвексного (б) та секторного (в) датчику УЗ приладів

Лінійні датчики (Рис. 1.16.а) Працюють за частоти 5-15 МГц. Лінійні датчики за рахунок того, що працюють на достатньо великій частоті отримують зображення скануючої зони з високою роздільною здатністю, але на малій глибині сканування (не більше 11 см). Використовуються переважно для дослідження - щитовидних залоз, невеликих суглобів і м'язів, молочних залоз, а також для дослідження судин. Тобто використовуються для дослідження структур, які розташовані на невеликій відстані від шкіри пацієнта.

Особливістю роботи за таким датчиком є його положення на тілі. Датчик повинен повністю відповідати положенню досліджуваного органу, тобто знаходитись чітко навпроти нього. Недоліком роботи з цим датчиком є нестабільність акустичного контакту. Тобто при скануванні людиною є неможливим рівномірно притискати всю поверхню датчика до тіла пацієнта. Невеликий рух у іншу сторону призведе до достатньої похибки вимірювання, а саме до викривлення отриманого зображення з його країв.. Саме тому точність вимірювання такого датчика залежить напряду від людини, що сканує. Також точність такого датчика обумовлена тиском, з яким людина що сканує притискає вимірювальний прилад до поверхні тіла. Для більш якісного використання

можливо придумати систему, котра сама буде проводити сканування дотримуючись певних стандартів.

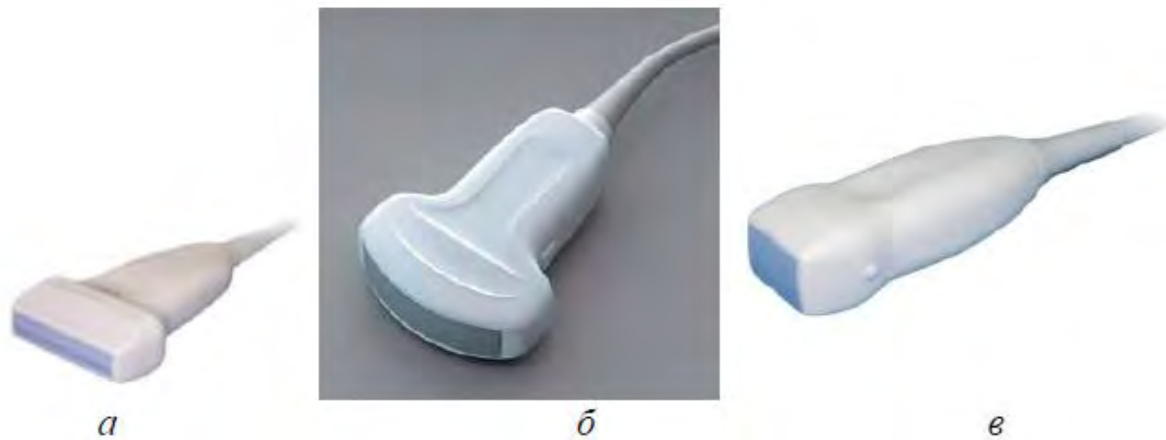


Рис.1.17. Лінійний (а), конвексний (б) та секторний (в) датчики УЗ апаратів.

Конвексний датчик(рис.1.17.б) працює за частоти 1,8-7,5 МГц. Сам датчик має малі розміри, відносно лінійного датчика, тому рівномірне притискання до поверхні є більш можливим. Оскільки датчик випромінює ультразвук у різні сторони(з аналогією розповсюдження пучка світла). Тобто конвексний датчик має достатньо широку діаграму направленості, що дозволяє сканувати більш широкий простір ніж лінійний. Отримане зображення буде збільшене по ширині такого датчику. За рахунок меншої частоти глибина сканування досягає 20-25 см. Використовується для сканування глибоко розташованих органів , наприклад органи сечостатевої системи, органи черевної порожнини іти органи заочеревинного простору і тазостегнових суглобів.

Третім типом є секторний датчик. Такий датчик працює з частотою 1,5-5 МГц. За достатньо малої, в порівнянні з іншими датчиками частоти роботи має ще більшу невідповідність між розмірами датчику та отриманим зображенням. З аналогії попередніх означень таки датчик сканує простір на достатньо велику глибину, тому дозволяє сканувати органи у важкодоступних місцях. У нашому випадку ми використовуємо датчик секторного сканування, оскільки об'єкт який ми скануємо розташований на глибині приблизно 70мм = 7см. Але для поз буття похибки вимірювання потрібно урахувати достатньо низьку діаграму

направленості.. Частіше всього такий датчик використовується ехокардіографії - ультразвукове дослідження серця.

Існує кілька видів ультразвукового дослідження, серед яких найбільш часто використовується ультразвукове сканування та також доплерографія. За допомогою доплерографії ми можемо визначати рухомі елементи системи, тобто кровотік на стан прохідності кровоносних судин. [3].

РОЗДІЛ 2 РОЗРАХУНОК АКУСТИЧНОГО ТА ЕЛЕКТРОАКУСТИЧНОГО ТРАКТУ

Серце у людини знаходиться у нижньому відділі переднього середостіння в білясердечній комірці між листами медіастінальної плеври. Серце розташовується несиметрично, по відношенню до середньої лінії тіла: близько $\frac{2}{3}$ серця знаходиться зліва від лінії, а $\frac{1}{3}$ - справа. Від середини основи до верхівки – повздовжня вісь йде косо зверху вниз, справа наліво та ззаду наперед. Серце підвішено на певних судинах його кореня у порожнині перикарда. Основа серця є найменш рухомою частиною, а верхівка може зміщуватися.

Положення серця є різним, а саме: поперечне, косе або вертикальне. Положення серця залежить фіз. Фізичних параметрів людини. Вертикальне положення частіше зустрічається у людей з вузькою і довгою грудною кліткою, поперечне - у людей з високим стоянням купола діафрагми та широкою і короткою грудною кліткою і.

Методом перкусії та шляхом рентгенографії можна визначити межі серця. Розрізняють праву, ліву і нижню межі серця (рис. 2.1. Проекція на передню поверхню серця)

2.1.Розрахунок акустичного тракту

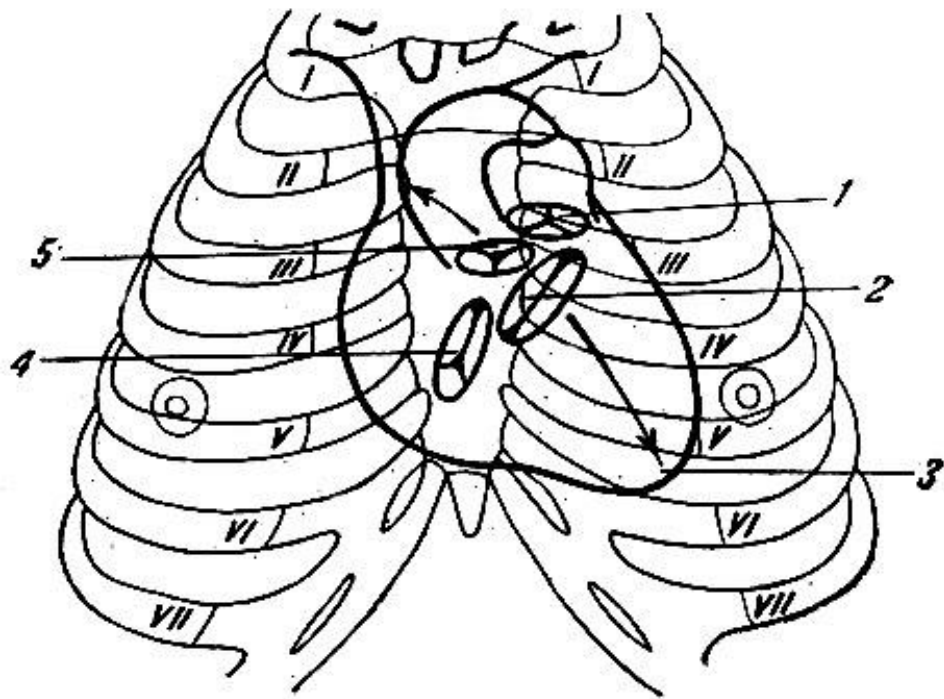


Рис.2.1. Проекція на передню поверхню грудної стінки серця, стулчастих і напівмісячних клапанів. 1 - проекція легеневого стовбура; 2 - проекція лівого предсердно-шлункового (двостулкового) клапана; 3 - верхівка серця; 4 - проекція правого предсердно-шлункового (тристулкового) клапана; 5 - проекція напівлунного клапана аорти. Стрілками показані місця вислуховування лівого предсердно-шлункового і аортального клапанів

Виходячи з технічного завдання, робоча частота для діагностики хвороб серця, що знаходиться на глибині приблизно 74 (мм) має бути $f_p = 5$ (МГц). Вибір такої частоти дає нам достатньо невеликий коефіцієнт затухання на контрольованій глибині та досить високу роздільну здатність.

П'єзoeлемент оберемо із ЦТС-19 (цирконат-титанат свинцю), поширеного матеріалу, з якого частіше за все, виготовляють подібні п'єзопластини.

Результат вимірювання та питання про працездатність приладу залежить від геометричних розмірів. Довжина ближньої та дальньої зони залежить від площі перетворювача. Від товщини п'єзоперетворювача залежить його робоча частота, яка впливає на роздільну здатність приладів та на загальну похибку вимірювань. Від форми п'єзокерамічного кристалу залежать: форма збудженої хвилі та роздільна здатність приладу що є основним критерієм розробки.

Швидкості поширення УЗ хвиль в різних середовищах:

$$\text{ЦТС-19} - C_{\text{ЦТС}} = 3300 \text{ (м/с)}$$

$$\text{Шкіра} - C_{\text{шкіри}} = 1540 \text{ (м/с)}$$

$$\text{Жировий прошарок} - C_{\text{жир.прошарок}} = 1420 \text{ (м/с)}$$

$$\text{М'язи} - C_{\text{м'яз.прошарок}} = 1590 \text{ (м/с)}$$

$$\text{Перикардова рідина(вода)} - 1500 \text{ (м/с)}$$

$$\text{Серцеві м'язи} - 1550 \text{ (м/с)}$$

Густини середовищ:

$$\text{ЦТС-19} - \rho_{\text{ЦТС}} = 7000 \text{ (кг/м}^3\text{)}$$

$$\text{Шкіра} - \rho_{\text{шкіри}} = 860 \text{ (кг/м}^3\text{)}$$

$$\text{Жировий прошарок} - \rho_{\text{жир.прошарок}} = 900 \text{ (кг/м}^3\text{)}$$

$$\text{М'язи} - \rho_{\text{м'яз.прошарок}} = 1300 \text{ (кг/м}^3\text{)}$$

$$\text{Перикардова рідина(вода)} - 997 \text{ (кг/м}^3\text{)}$$

$$\text{Серцеві м'язи} - 1060 \text{ (кг/м}^3\text{)}$$

Відношення акустичного тиску до коливальної швидкості визначає акустичний імпеданс, котрий розраховується за формулою(2.1)

$$Z_{\text{п}} = \frac{P}{v} \quad (2.1)$$

Ця величина залежить від фазового зсуву між тиском та коливальною швидкістю.

Для бігучої пласкої хвилі тиск та коливальна швидкість є синфазними, саме тому питомий акустичний імпеданс є дійсною величиною та не залежить від часу та координат. Отже ми використовуємо формулу хвильового опору(акустичного імпедансу), який залежить від властивостей середовища.

Розрахунок імпедансу за формулою 2.2:

$$Z_i = C_i \cdot \rho_i \quad (2.2)$$

де i – відповідне середовище

$$Z_{\text{ЦТС}} = C_{\text{ЦТС}} \cdot \rho_{\text{ЦТС}} = 3300 \left(\frac{\text{м}}{\text{с}} \right) \cdot 7000 \left(\frac{\text{кг}}{\text{м}^3} \right) = 23.1 \cdot 10^6$$

$$Z_{\text{шкіри}} = C_{\text{шкіри}} \cdot \rho_{\text{шкіри}} = 1540 \left(\frac{\text{м}}{\text{с}} \right) \cdot 860 \left(\frac{\text{кг}}{\text{м}^3} \right) = 1.32 \cdot 10^6$$

$$Z_{\text{жир.прошарок}} = C_{\text{жир.прошарок}} \cdot \rho_{\text{жир.прошарок}} = 1420 \left(\frac{\text{М}}{\text{с}} \right) \cdot 900 \left(\frac{\text{КГ}}{\text{М}^3} \right) \\ = 1.28 \cdot 10^6$$

$$Z_{\text{м'яз.прошарок}} = C_{\text{м'яз.прошарок}} \cdot \rho_{\text{м'яз.прошарок}} = 1590 \left(\frac{\text{М}}{\text{с}} \right) \cdot 1300 \left(\frac{\text{КГ}}{\text{М}^3} \right) \\ = 2.07 \cdot 10^6$$

$$Z_{\text{води}} = C_{\text{води}} \cdot \rho_{\text{води}} = 1496 \left(\frac{\text{М}}{\text{с}} \right) \cdot 997 \left(\frac{\text{КГ}}{\text{М}^3} \right) = 1.496 \cdot 10^6$$

$$Z_{\text{сердц}} = C_{\text{сердц}} \cdot \rho_{\text{сердц}} = 1550 \left(\frac{\text{М}}{\text{с}} \right) \cdot 1060 \left(\frac{\text{КГ}}{\text{М}^3} \right) = 1.643 \cdot 10^6$$

Коефіцієнт прозорості або коефіцієнт проходження T визначається як співвідношення пройденої хвилі до амплітуди падаючої хвилі формула (2.3)

$$T = \frac{A_{\text{пр}}}{A_{\text{пад}}} \quad (2.3)$$

Розрахунок коефіцієнту проходження за формулою 2.4:

$$T_{1,2} = \frac{4 \cdot Z_1 \cdot Z_2}{(Z_1 + Z_2)^2} \quad (2.4)$$

$$T_{\text{цтс-шкіра}} = \frac{4 \cdot Z_{\text{цтс}} \cdot Z_{\text{шкіри}}}{(Z_{\text{цтс}} + Z_{\text{шкіри}})^2}$$

де Z_1, Z_2 – імпеданс в 1 та 2 середовищі відповідно.

Просвітлюючі шари застосовуються для проектування перетворювачів, якщо випромінювачем є п'єзокераміка ЦТС. Це залежить від того, що хвильовий опір п'єзокераміки ЦТС у багато разів(більше ніж у 15) перевищує хвильовий опір води та м'яких біологічних тканин(для медичної діагностики). Саме тому при контакті цих середовищ тільки мала частина енергії буде проходити від перетворювача до біологічних тканин, що видно з розрахунку нижче[4].

$$T_{\text{цтс-шкіра}} = \frac{4 \cdot Z_{\text{цтс}} \cdot Z_{\text{шкіри}}}{(Z_{\text{цтс}} + Z_{\text{шкіри}})^2} = \frac{4 \cdot 23.1 \cdot 10^6 \cdot 1.32 \cdot 10^6}{(23.1 \cdot 10^6 + 1.32 \cdot 10^6)^2} = 205.14 \cdot 10^{-3}$$

Якщо використовувати просвітлюючий шар, ми частково компенсуємо відмінність хвильових опорів між п'єзокерамікою та біологічними тканинами, ти самим підвищуємо ефективність перетворення електричної енергії в акустичну.

Тому приймемо значення $T_{\text{цтс-шкіра}} = 0.9$

$$T_{\text{шкіра-жир.прошарок}} = \frac{4 \cdot Z_{\text{шкіри}} \cdot Z_{\text{жир.прошарок}}}{(Z_{\text{шкіри}} + Z_{\text{жир.прошарок}})^2} = \frac{4 \cdot 1.32 \cdot 10^6 \cdot 1.28 \cdot 10^6}{(1.32 \cdot 10^6 + 1.28 \cdot 10^6)^2} = 0.999$$

$$T_{\text{жир.прошарок-м'яз.прошарок}} = \frac{4 \cdot Z_{\text{жир.прошарок}} \cdot Z_{\text{м'яз.прошарок}}}{(Z_{\text{жир.прошарок}} + Z_{\text{м'яз.прошарок}})^2} = \frac{4 \cdot 1.28 \cdot 10^6 \cdot 2.07 \cdot 10^6}{(1.28 \cdot 10^6 + 2.07 \cdot 10^6)^2} = 0.944$$

$$T_{\text{м'яз.прошарок-води}} = \frac{4 \cdot Z_{\text{м'яз.прошарок}} \cdot Z_{\text{води}}}{(Z_{\text{м'яз.прошарок}} + Z_{\text{води}})^2} = \frac{4 \cdot 2.07 \cdot 10^6 \cdot 1.496 \cdot 10^6}{(2.07 \cdot 10^6 + 1.496 \cdot 10^6)^2} = 0.974$$

$$T_{\text{вода-сердцеві м'язи}} = \frac{4 \cdot Z_{\text{вода}} \cdot Z_{\text{сердцеві м'язи}}}{(Z_{\text{вода}} + Z_{\text{сердцеві м'язи}})^2} = \frac{4 \cdot 1.496 \cdot 10^6 \cdot 1.643 \cdot 10^6}{(1.496 \cdot 10^6 + 1.643 \cdot 10^6)^2} = 0.998$$

За початкових умов візьмемо, що коефіцієнт відбиття $R_p = 10\%$

Розрахунок геометричних розмірів п'єзоелемента:

П'єзоелемент має прямокутну форму (за умовами) зі сторонами $L = 10$; $l = 9$ (мм). Для розрахунків будуть використані наступні довідкові дані: швидкість розповсюдження ультразвуку в п'єзоелементі $C_{\text{ЦТС}} = 3300$ (м/с); товщини шарів, що проходить УЗ хвиля:

$$h_{\text{шкіри}} = 1.2 \text{ (мм)}$$

$$h_{\text{жир.прошарок}} = 2 \text{ (мм)}$$

$$h_{\text{м'яз.прошарок}} = 30 \text{ (мм)}$$

$$h_{\text{води}} = 1 \text{ (мм)}$$

$$h_{\text{сердцевих м'язів}} = 40 \text{ (мм)}$$

$$h_{\text{заг}} = 1.2 + 2 + 30 + 1 + 40 = 74.2 \text{ (мм)}$$

Визначимо товщину п'єзоелемента за формулою (2.5):

$$h = \frac{\lambda_{\text{ПЕП}}}{2} = \frac{c}{2 \cdot f} \quad (2.5)$$

$$h = \frac{\lambda_{\text{ПЕП}}}{2} = \frac{c}{2 \cdot f} = \frac{3300 \text{ (м/с)}}{2 \cdot 5 \cdot 10^6 \text{ (Гц)}} = 0.33 \text{ (мм)}$$

Для того, щоб розрахувати ближню зону, знайдемо середнє значення довжини хвилі за формулою (2.6), а також довжину хвилі в кожному з цих середовищ:

$$\lambda_{\text{сер}} = \frac{\lambda_{\text{шкіри}} + \lambda_{\text{жир.тканини}} + \lambda_{\text{м'яз.тканини}} + \lambda_{\text{води}} + \lambda_{\text{сердцеввих м'язів}}}{5} \quad (2.6)$$

$$\lambda_{\text{шкіри}} = \frac{C_{\text{шкіри}}}{f} = \frac{1540 \text{ (м/с)}}{5 \cdot 10^6 \text{ (Гц)}} = 3.08 \cdot 10^{-4} \text{ (м)}$$

$$\lambda_{\text{жир.тканини}} = \frac{C_{\text{жир.прошарок}}}{f} = \frac{1420 \text{ (м/с)}}{5 \cdot 10^6 \text{ (Гц)}} = 2.84 \cdot 10^{-4} \text{ (м)}$$

$$\lambda_{\text{м'яз.тканини}} = \frac{C_{\text{м'яз.прошарок}}}{f} = \frac{1590 \text{ (м/с)}}{5 \cdot 10^6 \text{ (Гц)}} = 3.18 \cdot 10^{-4} \text{ (м)}$$

$$\lambda_{\text{води}} = \frac{C_{\text{води}}}{f} = \frac{3900 \text{ (м/с)}}{5 \cdot 10^6 \text{ (Гц)}} = 3 \cdot 10^{-4} \text{ (м)}$$

$$\lambda_{\text{води}} = \frac{C_{\text{сердцеввих м'язів}}}{f} = \frac{1550 \left(\frac{\text{м}}{\text{с}}\right)}{5 \cdot 10^6 \text{ (Гц)}} = 3.1 \cdot 10^{-4} \text{ (м)}$$

Тоді:

$$\begin{aligned} \lambda_{\text{сер}} &= \frac{3.08 \cdot 10^{-4} + 2.84 \cdot 10^{-4} + 3.18 \cdot 10^{-4} + 3 \cdot 10^{-4} + 3.1 \cdot 10^{-4}}{5} \\ &= 3.04 \cdot 10^{-4} \text{ (м)} \end{aligned}$$

Визначимо в якій зоні працює перетворювач, для цього використаємо розрахунок зонної структури прямокутного перетворювача(2.7). Для визначення довжини ближнього поля, яким є положення кінцевого максимуму в акустичний осі, справедливий наступний вираз:

$$r_{\text{бл}} = k_{\text{зв}} \frac{a^2}{\lambda_{\text{сер}}} \quad (2.7)$$

де a – половина довжини більшої сторони пластини, $k_{\text{зв}}$ – коефіцієнт, що залежить від співвідношення малої сторони до більшої.

$$\frac{b}{a} = \frac{9}{10} = 0.9$$

Знаючи співвідношення, обираємо значення з таблиці(2.1)

Таблиця 2.1 Коефіцієнт зв'язку для розрахунку довжини ближньої зони[4].

Співвідношення сторін		.9	.8	.7	.6	.5	.4	.3	.2	.1
Коефіцієнт $k_{зв}$.37	.25	.15	.09	.04	.01		.99	.99	.99

Підставивши отримані значення у формулу (2.7) отримаємо:

$$r_{бл} = k_{зв} \frac{a^2}{\lambda_{сер}} = 1.25 \cdot \frac{25 \cdot 10^{-6}}{3.04 \cdot 10^{-4}} = 103 \cdot 10^{-3} \text{ (м) або } 0.103 \text{ (мм)}$$

Отже, перетворювач працює в ближній зоні.

Розрахунок коефіцієнту послаблення акустичного тракту:

$$K_{a.т.} = 0.8 \cdot \frac{S_{відбивача}}{\lambda_{сер} \cdot h_{заг}} \cdot T_I \cdot R_P \cdot$$

$$e^{-2 \cdot (\alpha_{шк} \cdot h_{шк} + \alpha_{жир} \cdot h_{жир} + \alpha_{м'яз.прошарок} \cdot h_{м'яз.прошарок} + \alpha_{кістки} \cdot h_{кістки})}$$

(2.8)

При поширенні у середовищі ультразвукові хвилі згасають з плином часу. Згасання відбувається через поглинання енергії УЗ хвиль в однорідному середовищі. Поглинання енергії обумовлене теплопровідністю, опором тертя і тд...

Згасання УЗ хвилі в середовищі описується за законом:

$$A_x = A_0 \cdot e^{-\delta \cdot x}$$

де, δ – просторовий коефіцієнт згасання, x – відстань, A_0 – початкове значення амплітуди.

Коефіцієнти згасання в залежності від виду біологічних тканин:

$$\alpha_{шкіри} = 40 \cdot 10^{-3}$$

$$\alpha_{жир.прошарок} = 8 \cdot 10^{-3}$$

$$\alpha_{м'яз.прошарок} = 14 \cdot 10^{-3}$$

$$\alpha_{\text{води}} = 2.2 \cdot 10^{-3}$$

$$\alpha_{\text{сердцеві м'язи}} = 13 \cdot 10^{-3}$$

$$e^{-2 \cdot (\alpha_{\text{шк}} \cdot h_{\text{шк}} + \alpha_{\text{жир}} \cdot h_{\text{жир}} + \alpha_{\text{м'яз.прошарок}} \cdot h_{\text{м'яз.прошарок}} + \alpha_{\text{води}} \cdot h_{\text{води}} + \alpha_{\text{сердц}} \cdot h_{\text{сердц}})} = 0.134$$

$$T_I = T_{\text{цтс-шкіра}} \cdot T_{\text{шкіра-жир.прошарок}} \cdot T_{\text{жир.прошарок-м'яз.прошарок}} \cdot T_{\text{м'яз.прошарок-вода}} = 0.826$$

Розрахуємо розміри решітки

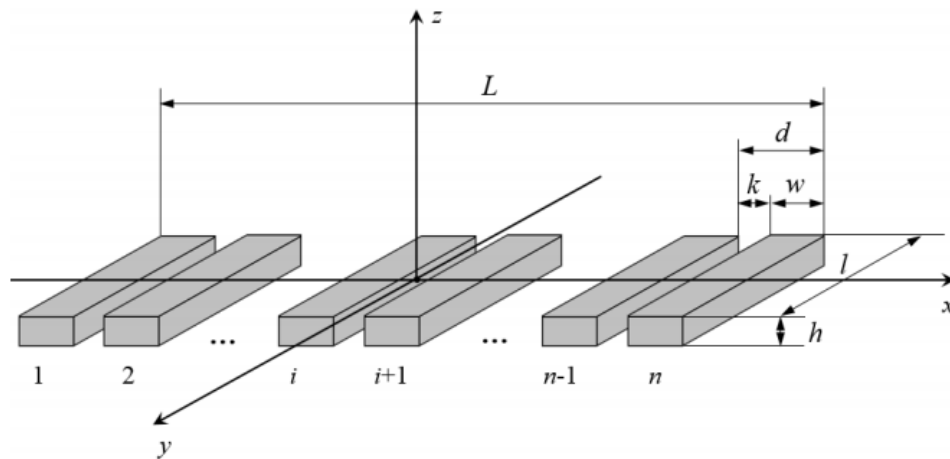


Рис.2.2 Схема елементів ФАР

За умови $L = 10$ (мм) $l = 9$ (мм) з Рис(2.2)

Визначимо площу відбивача, для цього знайдемо мінімальний діаметр плоскодонного отвору за формулою (2.9):

$$d_o \geq \frac{\lambda_{\text{сер}}}{2} \quad (2.9)$$

$$d_o = \frac{3.04 \cdot 10^{-4}}{2} = 1.52 \cdot 10^{-4} \text{ (м)} = 0.152 \text{ (мм)}$$

Знайдемо радіус отвору:

$$r = \frac{d_o}{2} = \frac{1.52 \cdot 10^{-4}}{2} = 7.6 \cdot 10^{-5} \text{ (м)}$$

За формулою (2.10) розрахуємо площу відбивача:

$$S = \pi \cdot r^2 \quad (2.10)$$

Підставимо значення та отримаємо:

$$S = 3.14 * (7.6 \cdot 10^{-5})^2 = 1.814 \cdot 10^{-8}$$

Розрахована площа неоднорідності є дуже малою і скоріш за все прилад не буде чутливим до такої неоднорідності, тому щоб забезпечити достатню чутливість приладу задаємося мінімальним діаметром неоднорідності $d_0 = 0.1(\text{мм})$. У такому випадку площа неоднорідності становитиме.

$$r = \frac{d_0}{2} = \frac{0.1}{2} = 0.05$$

$$S = 3.14 * 0.05^2 = 7.85 \cdot 10^{-3} (\text{мм}^2)$$

$$S_{\text{відбивача}} = 7.85 \cdot 10^{-3} (\text{мм}^2)$$

Розрахуємо кількість елементів решітки, для цього визначимо крок елементів решітки

$$d = \frac{3.04 \cdot 10^{-4}}{2} = 1.52 \cdot 10^{-4} (\text{м}) = 0.152 \text{ мм}$$

Тепер підставивши значення в формулу розрахуємо крок решітки

$$n = \frac{L}{d} = \frac{10}{0.152} = 65.789$$

Приймемо кількість елементів $n=64$ елементів

Підставивши потрібні значення у формулу (2.8), отримаємо:

$$K_{\text{а.т.}} = 3.074 \cdot 10^{-3}$$

2.2. Розрахунок електроакустичного тракту

Електроакустичний тракт – це одна із частин електричної схеми, яка також включає електричну сторону перетворювача, в котрій відбувається електромеханічне пряме (або оборотне) перетворення.

Електроакустичний тракт визначає переважно резонансну (робочу) частоту випромінювання, форму зондуєчого імпульсу і коефіцієнт перетворення електричної енергії в акустичну і навпаки. З допомогою розрахунків коефіцієнту акустичного тракту можливо приблизно розрахувати напруги випроміненого та прийнятого сигналів, які задовольняють заданим вимогам.

Напруга випромінюваного сигналу визначається за певною формулою:

$$U_{\text{в}} = \frac{U_{\text{пр}}}{K_{\text{а.т.}} \cdot K_{\text{п.п.}}} \quad (2.11)$$

Скориставшись формулою вище, отримаємо:

$$U_{\text{пр}} = K_{\text{а.т.}} \cdot K_{\text{п.п.}} \cdot U_{\text{в}} \quad (2.12)$$

де $U_{\text{в}}$ – напруга випромінюваного сигналу, $K_{\text{п.п.}}$ – коефіцієнт подвійного перетворення (для ЦТС-19 приймаємо $K_{\text{п.п.}} = 0.2$).

Оскільки амплітуда прийнятого сигналу має бути набагато більше рівня завад, тобто $U_{\text{пр}} \gg U_{\text{шум}}$, задаємося рівнем завад $U_{\text{шум}} = 100$ (мкВ). Тоді:

$$\frac{U_{\text{пр}}}{U_{\text{в}}} > 10 \quad (2.13)$$

$$U_{\text{пр}} = U_{\text{шум}} \cdot 10 = 1(\text{мВ})$$

Знайдемо напругу зондуючого імпульсу:

$$U_{\text{в}} = \frac{U_{\text{пр}}}{K_{\text{а.т.}} \cdot K_{\text{п.п.}}} = \frac{1 \cdot 10^{-3}}{3.074 \cdot 10^{-3} \cdot 0.2} = 1.627(\text{В})$$

Але через те, що у нас присутні завади, з практичних міркувань приймемо $U_{\text{в}} = 50\text{В}$

Підставимо значення у формулу, отримаємо

$$U_{\text{пр}} = 3.074 \cdot 10^{-3} \cdot 0.2 \cdot 50 = 0.031(\text{В}) = 31(\text{мВ})$$

Отримана напруга значно перевищує рівень шуму.

Розділ 3. ОПИС ТА РОЗРАХУНОК ЕЛЕМЕНТІВ ЕЛЕКТРИЧНОЇ ПРИНЦИПОВОЇ СХЕМИ

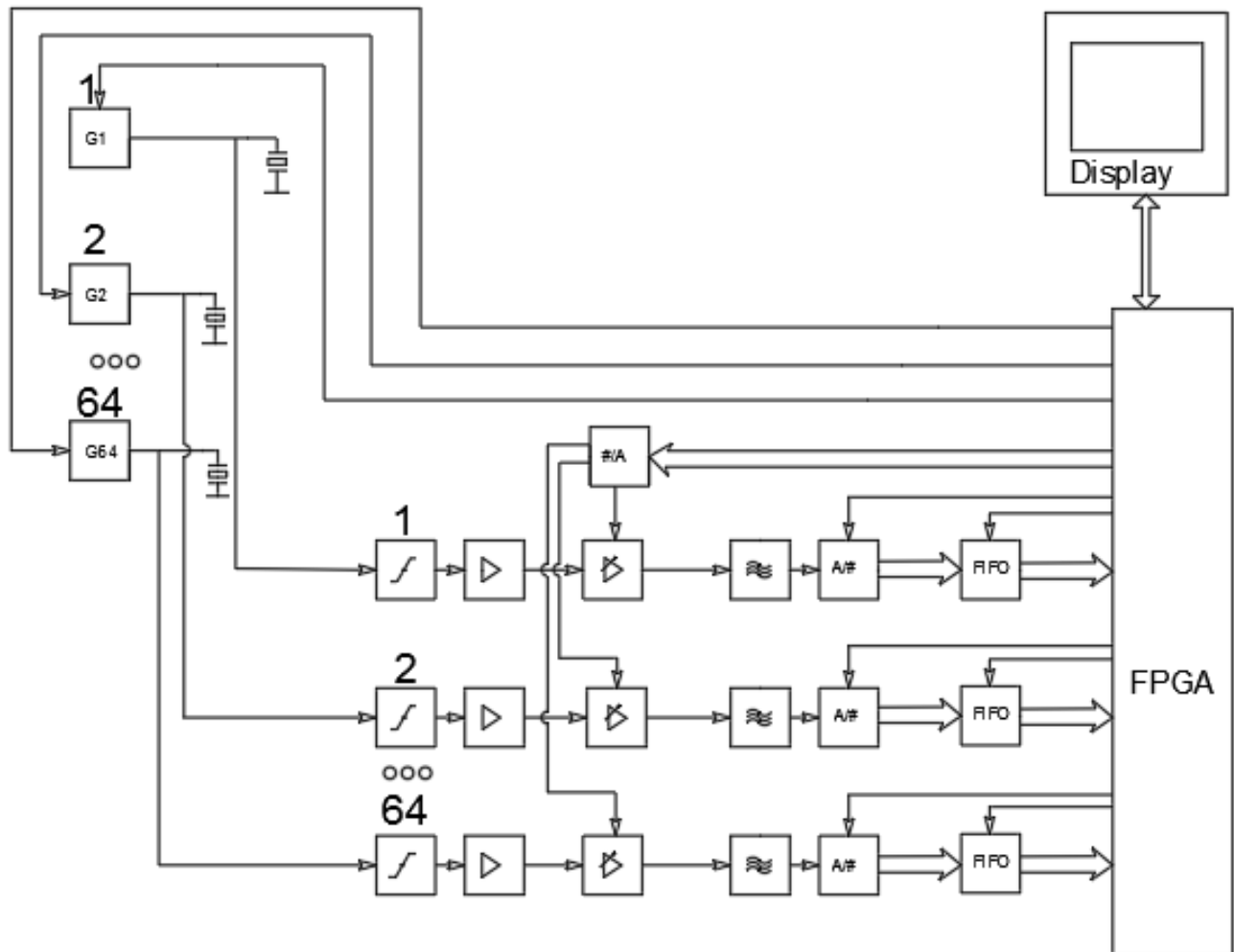


Рис.3.1. Функціональна схема

ПЛІС надає тактовий сигнал до генератора зондувальних імпульсів, який в свою чергу запускає його. Після отримання сигналу генератор виробляє електричний імпульс певної амплітуди, котрий надходить до первинного перетворювача. Імпульс збуджує пружні коливання в п'єзопластині, котрі в свою чергу випромінюються з перетворювача та поширюються в досліджувальній області. Ультразвукова хвиля відбивалась від певної поверхні та надходила назад до первинного перетворювача. Через те, що ми маємо прямий п'єзофект, отримані коливання перетворюється в електричні імпульси, котрі потрапляють до

підсилювача. Після підсилювача сигнал потрапляє до фільтру Чебишева 4-го порядку, який приглушує шуми та залишає нам тільки інформативний сигнал. Після фільтру сигнал потрапляє до схеми ЧРЧ, яка вирівнює та підсилює сигнал до певного рівня. Підсилений сигнал потрапляє на цифроаналоговий перетворювач. Після, отриманий сигнал оцифровується і потрапляє через пам'ять до ПЛІСу.

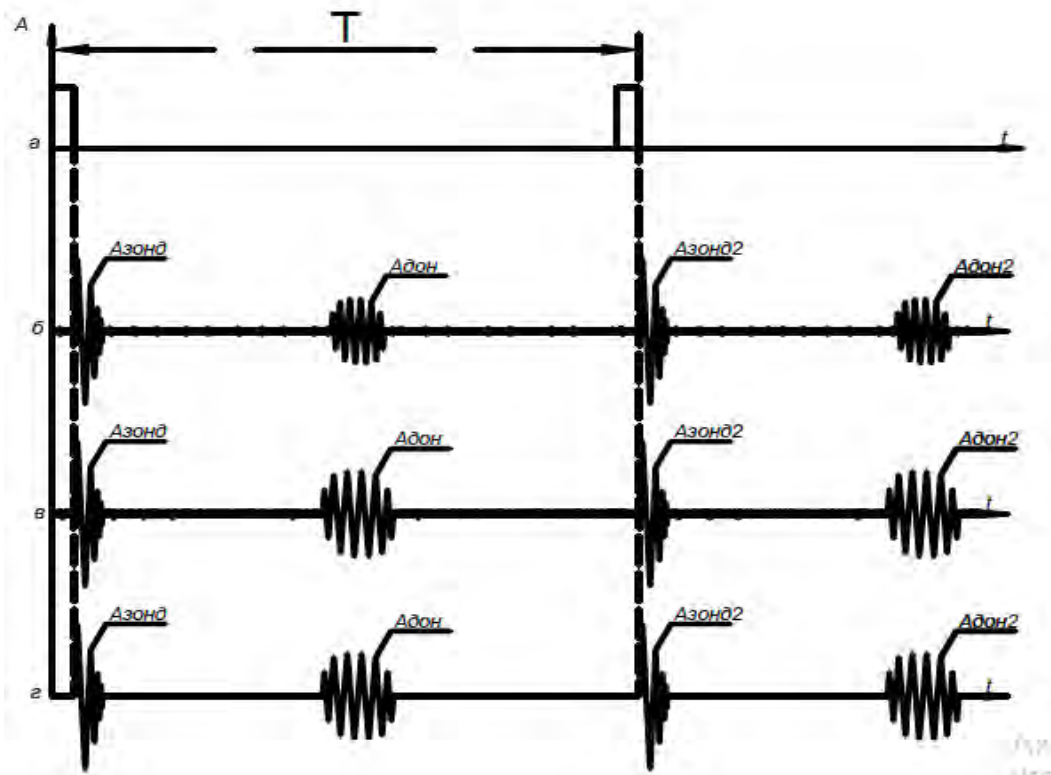


Рис.3.2.Часова діаграма

3.1.Розрахунок генератора зондуючих імпульсів

Генератор зондуючих імпульсів (рис. 3.3) призначений для збудження п'єзоелемента, для того щоб він генерував ультразвукові коливання в об'єкт контролю.

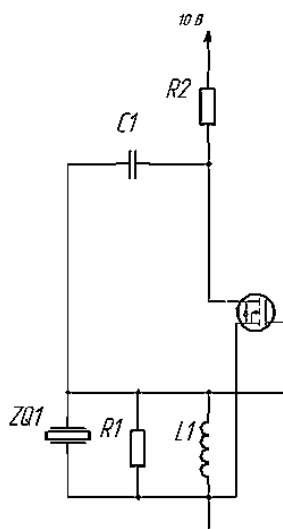


Рис. 3.3. Генератор зондуючих імпульсів

Використано схему ГЗІ з n-канальним DMOS-польовим транзистором у якості ключа – BUZ11. Перевага у використанні такої схеми у тому, що польовий транзистор у режимі ключа відкритий рівно на час наявності на його затворі додатної напруги певної величини (для BUZ11 від 5 В), але для керування таким транзистором потрібен драйвер. Використаємо MAX628

Значення напруги, яке необхідно подавати на генератор ударного збудження, розраховується за формулою:

Значення напруги, яке необхідно подавати на генератор ударного збудження, розраховується за формулою:

$$U_B \cong 0.4 \cdot E \quad (3.1)$$

Тому що частково напруга з конденсатора C_1 перерозподіляється між елементами ланцюга

$$E = \frac{U_B}{0.4} = \frac{50}{0.4} = 125 \text{ (В)}$$

Для того, щоб можливо було проводити контроль на всю глибину поверхні до серця, період заряду конденсатора C_1 має бути не більшим, ніж період слідування імпульсів збудження. Розрахуємо час зарядки конденсатора:

$$\tau_{\text{заряд}} \leq 2 \cdot \frac{h_{\text{ок}}}{C_{\text{ок}}} \quad (3.2)$$

Підставивши значення у формулу(3.1) Отримаємо

$$\tau_{\text{заряд}} \leq 2 \cdot \frac{h_{\text{ок}}}{C_{\text{ок}}} = 2 \cdot \frac{74.2 \cdot 10^{-3}}{1870} = 3.968 \cdot 10^{-5}(\text{с}) = 0.4(\text{мкс})$$

Прийmemo: $\tau_{\text{заряд}} = 0.3 \text{ мкс}$

Для того, щоб процес зарядки виконувався за необхідний час, потрібно розрахувати значення резистора R_2 . Значення ємності C_1 рекомендується приймати $C_1 = 1 \div 10 \text{ (нФ)}$. Призначимо $C_1 = 4 \text{ (нФ)}$.

$$R_2 = \frac{\tau_{\text{заряд}}}{3 \cdot C_1} \quad (3.3)$$

Підставимо значення у формулу(2.14), тоді отримаємо:

$$R_2 = \frac{\tau_{\text{заряд}}}{3 \cdot C_1} = \frac{3 \cdot 10^{-5}}{3 \cdot 4 \cdot 10^{-9}} = 2.5 \cdot 10^3(\text{Ом}) = 3.3(\text{кОм})$$

Для генератора повинна виконуватись умова(2.15):

$$\tau_{\text{розряд}} \ll \tau_{\text{заряд}} \quad (3.4)$$

Ємність п'єзоперетворювача розраховується за наступною формулою(2.16):

$$C_{\text{ПЕП}} = \varepsilon_0 \cdot \varepsilon_{\text{цтс}} \cdot \frac{S}{h} \quad (3.5)$$

де $\varepsilon_0 = 8.854 \cdot 10^{-12}(\text{Ф/м})$ – електрична постійна; $\varepsilon_{\text{цтс}}$ – відносна діелектрична постійна (для ЦТС-19 $\varepsilon_{\text{цтс}} = 1700$); S – площа поверхні прямокутного перетворювача; h – товщина перетворювача.

Для початку визначимо площу одного елементу прямокутного перетворювача

$$S = w \cdot l = 0.11 \cdot 9 = 0.99$$

Узгодими значення ε_0 , $\varepsilon_0 = 8.854 \cdot 10^{-9}(\text{Ф/мм})$

$$C_{\text{ПЕП}} = \varepsilon_0 \cdot \varepsilon_{\text{цтс}} \cdot \frac{S}{h} = 8.854 \cdot 10^{-9} \cdot 1700 \cdot \frac{0.99}{0.33} = 4.516 \cdot 10^{-5}(\text{Ф}) = 0.4105(\text{мкФ})$$

Тоді загальна ємність:

$$C_{\text{заг}} = \frac{C_1 \cdot C_{\text{пеп}}}{C_1 + C_{\text{пеп}}} = \frac{4 \cdot 10^{-9} \cdot 4.516 \cdot 10^{-5}}{4 \cdot 10^{-9} + 4.516 \cdot 10^{-5}} \approx 4(\text{нФ})$$

Опір транзистора у відкритому стані 5 (Ом) тоді:

$$\tau_{\text{розряд}} = C_{\text{заг}} \cdot R_{VT1} = 4 \cdot 10^{-9} \cdot 5 = 2 \cdot 10^{-8}(\text{с}) = 0.2(\text{нс})$$

що цілком задовольняє умову

Робоча частота п'єзодатчика складає 5 МГц і відповідно дорівнює:

$$f_p \approx \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot \sqrt{L_1 \cdot C_{\text{ПЕП}}}} \quad (3.6)$$

Виражаємо індуктивність котушки L_1 для заданої частоти:

$$L_1 = \frac{1}{4 \cdot \pi^2 \cdot f_p^2 \cdot C_{\text{ПЕП}}} = \frac{1}{4 \cdot 9.8596 \cdot (5 \cdot 10^6)^2 \cdot 4.516 \cdot 10^{-5}} = 2.246 \cdot 10^{-11} (\text{Гн})$$

Тривалість імпульсу збудження перетворювача повинна дорівнювати приблизно півперіоду частоти коливання п'єзопластинки перетворювача, тобто:

$$\tau_{\text{зі}} = \frac{1}{2 \cdot f_p} = \frac{1}{2 \cdot 5 \cdot 10^6} = 1 \cdot 10^{-7} = 10 (\text{мкс})$$

3.2 Розрахунок схеми захисту

Максимально допустима електрична напруга U_{max} , що може бути подана на п'єзопластину від генератора залежить від електричної міцності п'єзоматеріалу, яка визначається напруженістю максимально допустимого електричного поля E_{max} .

Однак лінійність перетворення спостерігається до величини $0,3E_{\text{max}}$:

$$U_{\text{max}} = 0.3 \cdot E_{\text{max}} \cdot h, \quad (3.7)$$

де h – товщина п'єзопластини.

Наприклад, для ЦТС-19 $E_{\text{max}} = 3000 \text{ В/мм}$

Підставивши визначені значення у формулу, отримаємо

$$U_{\text{max}} = 0.3 \cdot 3000 \cdot 0.33 = 297 (\text{В})$$

Діодний обмежувач необхідний для обмеження вхідної напруги при ударному збудженні перетворювача. Діоди VD1, VD2 обираємо однаковими – 1N4148.

Параметри діодів: прямий струм - $I \geq 150 (\text{мА})$, $I_{\text{max}} \leq 450 (\text{мА})$, зворотня напруга – 100 (В) швидкість переключення $\leq 4 (\text{нс})$. Резистор перед діодним обмежувачем необхідний для обмеження вхідного струму. Розрахуємо за формулою

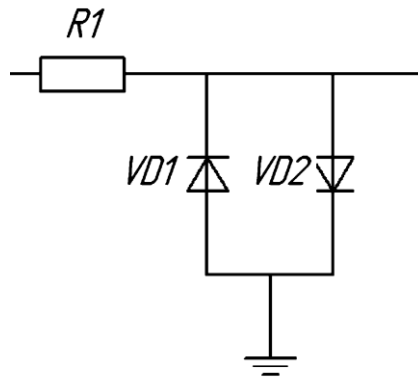


Рис. 3.4. Діодний обмежувач

$$R_1 = \frac{U_{max}}{I_{max}}$$

де I_{max} – максимальний струм, що можуть пропустити діоди; $U_{вип. max}$ – розрахуємо з формули.

$$\text{Де } U_{max} = 50(\text{В})$$

Отже підставивши значення, отримаємо

$$R_1 = \frac{50}{0.45} = 111(\text{Ом}) \quad (3.8)$$

3.3.Розрахунок операційного підсилювача

Для підсилення прийнятого сигналу використаємо підсилювач на базі операційного підсилювача ADA4075-2

Необхідно підсилити вхідну напругу, щоб напруга не перевищувала 10В, приблизно в діапазоні від 0.1В до 5В.

Розрахуємо коефіцієнт підсилення, коли на вхід поступає мінімальна напруга $U_{пр.}$ за формулою(3.9):

$$K = \frac{U_{вих max}}{U_{вх max}} \quad (3.9)$$

$$\text{Прийmemo } U_{вих max} = U_{АЦП} = 2.5 \text{ В}, U_{вх max} = 0.6 \text{ В}$$

Підставивши значення у формулу 2.19, отримаємо:

$$K = \frac{2.5}{0.6} = 4.16 = 4.167$$

$$\text{Прийmemo } K = 4$$

Згідно з розрахунками акустичного та електроакустичного трактів $U_{\text{вхmin}} = 31 \text{ мВ}$

Тоді враховуючи, що $K=4$,

$$U_{\text{вихmin}} = 31 \cdot 4 = 124 \text{ мВ}$$

При такому коефіцієнті підсилення достатньо використати тільки 1 каскад підсилення. На вхід поступає сигнал, якій потрібно підсилити, на виході уже підсилений сигнал у 4 рази.

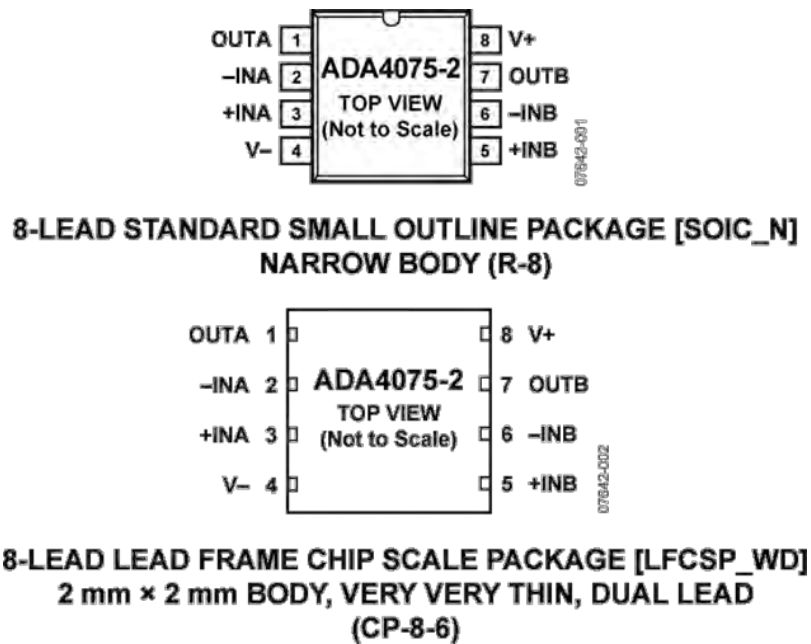


Рис. 3.5. Підсилювач на базі ОП ADA4075-2

Резистори визначають коефіцієнт підсилення:

$$K_U = \frac{R_5}{R_4} \quad (3.10)$$

Підбираємо значення $K_U = 4$ за формулою 2.20, отже:

$$R_5 = 330 \text{ кОм}; \quad R_4 = 82.5 \text{ кОм}$$

3.4. Підбір смугового фільтру

Для того, щоб позбутися сигналів завад, необхідно відфільтрувати отриманий сигнал, для цього слід використати смуговий фільтр. Смуговий фільтр відфільтрує усі зайві частотні гармоніки, котрі не являються частинами інформативного сигналу. Для визначення смуги пропускання фільтру, потрібно

знати частотну характеристику прийнятого сигналу з п'єзоперетворювача. Оберемо граничні умови для смугового фільтра, а саме: $f_1 = 1\text{ МГц}$; $f_2 = 15\text{ МГц}$.

Спроектуємо двокаскадний фільтр за допомогою FilterPro фірми Texas Instruments, схематичне зображення якого вказане на (рис 3.3)

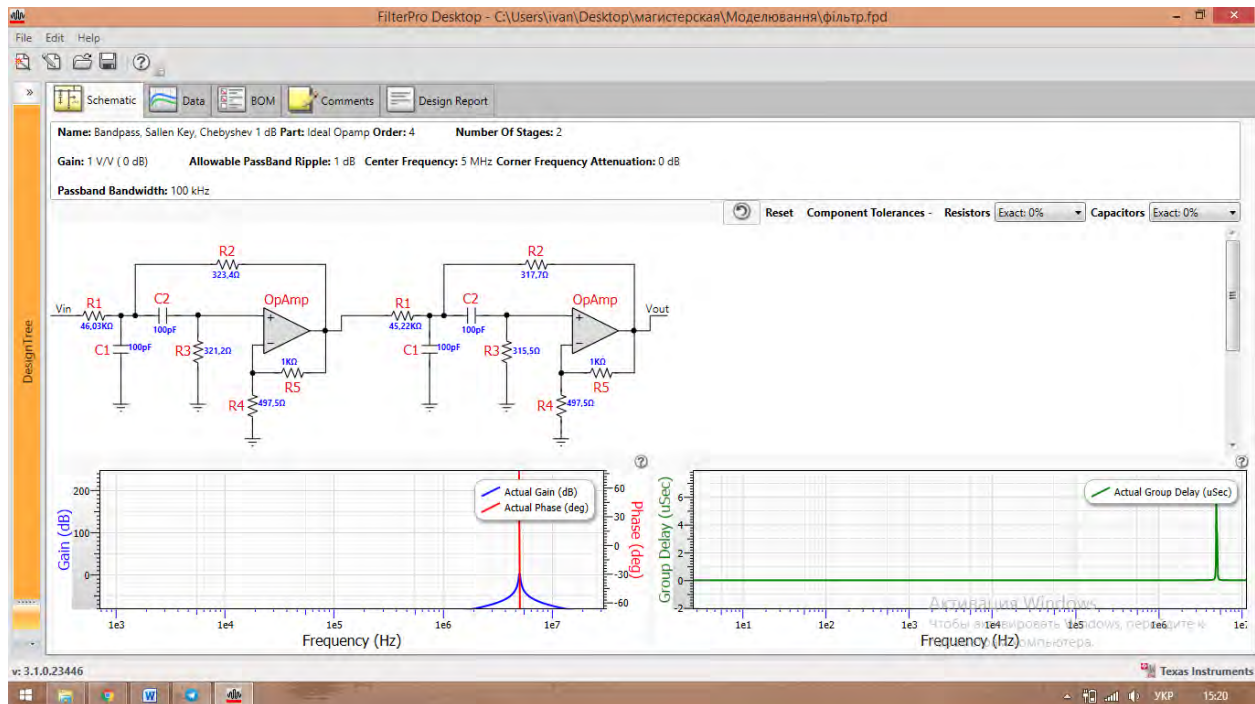


Рис.3.6.Схематичне зображення фільтра у FilterPro.

3.5Підбір модулю ЧРЧ

Модуль часового регулювання чутливості ЧРЧ призначений для генерації регульованого сигналу певної форми, через змінюється коефіцієнт підсилення ПВЧ у часі. За допомогою .Закон спадання амплітуди віддзеркалених сигналів від рівномірних ння є зворотнім від закону зміни підсилення. Такі закони залежать від розмірів п'єзоелектричних перетворювачів, характеристик згасання звуку в ОК та також розмірів дефектів і тд. Також схема ЧРЧ прискорює відновлення тракту після перенавантаження зондуємим імпульсом.

Розрахуємо динамічний діапазон сигналів на вході схеми ЧРЧ:

$$D = 20 \lg \left(\frac{U_{\text{вихmax}}}{U_{\text{вихmin}}} \right) = 20 \lg \left(\frac{2.4}{124 \cdot 10^{-3}} \right) = 25.7 \text{ дБ}$$

Схема ЧРЧ коли працює в автоматичному режимі повинна компенсувати згасання сигналу в ОК. На максимальній глибині згасання приведе до наступного зменшення амплітуди сигналу:

$$e^{-2 \cdot (\alpha_{\text{шк}} \cdot h_{\text{шк}} + \alpha_{\text{жир}} \cdot h_{\text{жир}} + \alpha_{\text{м'яз.прошарок}} \cdot h_{\text{м'яз.прошарок}} + \alpha_{\text{води}} \cdot h_{\text{води}} + \alpha_{\text{сердц}} \cdot h_{\text{сердц}})} = 0.134$$

Це означає, що в автоматичному режимі система ЧРЧ повинна компенсувати:

$$20 \lg \left(\frac{1}{e^{-2 \cdot (\alpha_{\text{шк}} \cdot h_{\text{шк}} + \alpha_{\text{жир}} \cdot h_{\text{жир}} + \alpha_{\text{м'яз.прошарок}} \cdot h_{\text{м'яз.прошарок}} + \alpha_{\text{води}} \cdot h_{\text{води}} + \alpha_{\text{сердц}} \cdot h_{\text{сердц}})}} \right) = 17.5 \text{ дБ}$$

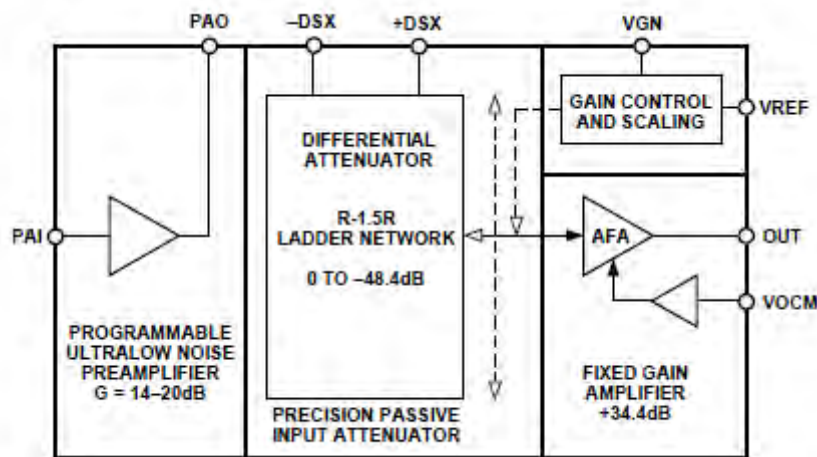


Рис.3.7. Функціональна блок-діаграма AD604

Схема ЧРЧ – це мікросхема, котра виконує часове регулювання чутливості, а саме підсилює сигнал до необхідного рівня та дає можливість позбавити залежності від часу або амплітуди. AD604 – має низький рівень шуму, є дуже точним, двоканальним, з лінійним регулюванням підсилення. Дана схема є оптимізованою для використання в схемах часового регулювання чутливості. Кожен канал AD604 забезпечує 300 кОм вхідного опору та також однополюсний контроль посилення для більш простого використання. Користувальницький діапазон коефіцієнта посилення, збільшення масштабування (дБ/В) та постійного струму оптимізовані для використання всіх можливостей мікросхеми.

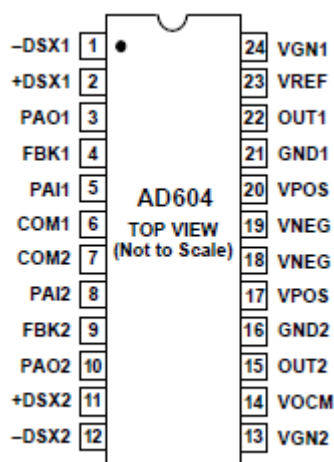


Рис.3.8. Призначення виводів

Дуже точна лінійна відповідь від AD604 досягається за допомогою диференціального вхідного експоненційного підсилювача DSX-AMP архітектури. Кожен з DSX-AMP містить змінний аттенюатор від 0 дБ до 48,36дБ, та високу швидкість фіксованого підсилення. Затухання між точками 6,908 дБ та 48,36 дБ для мережі сходів.

Кожен незалежний канал AD604 забезпечує діапазон посилення від 48 дБ, який можна оптимізувати для встановлення попереднього підсилення з єдиним зовнішнім резистором в лінії зворотного зв'язку. Лінійна в дБ посилення відповіді від AD604 можна описати за формулою: $G(\text{дБ}) = (\text{Посилення Масштабування (дБ/В)} \times VGN(V)) + (\text{Підсилення попереднього посилення(дБ)} - 9\text{дБ})$. Підсилювач збільшується від 5 до 10 (+14 дБ і +20 дБ) забезпечить загальний діапазон посилення на канал від 0 дБ до +48 дБ і +6 дБ до +54 дБ. Два канали AD604 може бути каскадним, щоб забезпечити більш високий рівень коефіцієнта посилення в обхід попередньо підсилювач 2-го каналу. Однак, в декількох каналах системи, що підкачують AD604 з іншими пристроями в AD60x VGA сімейства, які не містять попереднього підсилювача більш ефективне рішення. AD604 надає доступ до вихід попереднього підсилювача, що дозволяє здійснювати зовнішню фільтрацію між попередньо підсилювач і диференційний аттенюатор. Інтерфейс керування посиленням забезпечує вхідний опір приблизно 2 МВт та масштабні фактори від 20 дБ / В до 30 дБ / В для вхідної напруги VREF від 2,5 В до 1,67 В

відповідно. Зверніть увагу, що фактори масштабу до 40 дБ / В досяжні з зменшеною точністю для ваг вище 30 дБ / В. Збільшення посилюється line-in-dB з регулюючою напругою від 0,4 В до 2,4 В. Масштаб 20 дБ / В Нижче і вище цей діапазон регулювання посилення, коефіцієнт посилення починає відхилятися від ідеального закону керування лінійним в-дБ. Область контролю посилення нижче 0,1 В не використовується для керування посиленням.

Коли напруга керування посиленням становить <50 мВ підсилювача канал відключений до 1,9 мА.

AD604 доступний у 24-контактних пластмасах SSOP, SOIC та DIP, і гарантовано для роботи від -40 ° С до + 85 ° С температурний діапазон. [10]

3.5.Цифро аналоговий перетворювач

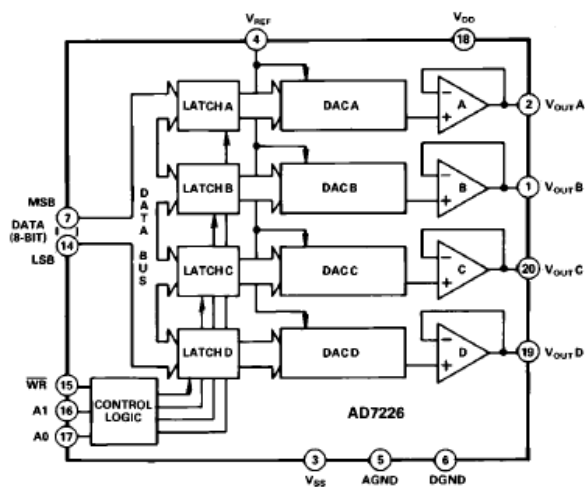


Рис.3.9 Функціональна схема AD7226

ЦАП – це мікросхема, що виконує переведення цифрового коду в аналоговий сигнал. Для наших потреб оберемо ЦАП серії AD7226 він містить чотири 8-розрядні цифрові-аналогові вихідні перетворювачі напруги. Такі перетворювачі мають буферні підсилювачі та логічний інтерфейс на одному монолітному чіпі. Повна продуктивність мікросхеми можлива без впливу зовнішніх елементів.

Для кожного з чотирьох D/A передбачені окремі фіксатори затиску перетворювача. Сумісний вхідний 8-бітний TTL/CMOS (5 В) порт переносить вищевказані дані за допомогою входів A0 та A1, котрі в свою чергу визначають, котрий з ЦАП завантажений, коли напруга на пін WR зникає.

Кожен D/A-конвертер містить вихідний буферний підсилювач, котрий здатний підсилити сигнал до 5 мА вихідного струму.

Визначена продуктивність гарантована для вхідних опорних напруг від +2В до +12,5В з подвійним запасом. Мікросхема також призначена для використання при опорній напрузі +10 В[10].

3.6.Вибір та розрахунок АЦП

Вибір АЦП проводимо виходячи з трьох умов:

- Частота дискретизації повинна бути як мінімум у 2 рази вищою за максимальну частоту в спектрі сигналу;
- Розрядність АЦП повинна задовольняти вимогам точності;
- Вхідний сигнал повинен буди в межах динамічного діапазону.

Тобто при забезпеченні двох вибірок при максимальній частоті прийнятого сигналу 5 МГц необхідно обрати частоту дискретизації $f_d \geq 50$ (МГц). Мінімальна частота дискретизації обирається у два рази більшою ніж робоча частота, але для забезпечення більш якісної роботи, для того щоб точніше оцифрувати сигнал частота дискретизації обирається у 5-10 разів більшою за робочу частоту.

Задаємося складовою похибки АЦП: похибка має бути не більшою за 3%.

$$f_d = 50 \text{ МГц}$$

Розрахуємо крок квантування:

$$\Delta U_{\text{АЦП}} = 5 \text{ (В)}$$

$$Q = \frac{\Delta U_{\text{АЦП}}}{2^{q_{\text{ацп}}}}$$

Розрахуємо мінімальну напругу на вході АЦП, з урахуванням підняття рівня сигналу на 2.5(V)

$$U_{\text{АЦПmin}} = U_{\text{вихmin}} \cdot K_{\text{чрч}} \quad (3.11)$$

Похибка становитиме $\delta = \frac{Q}{U_{\text{АЦПmin}}} \Rightarrow Q = \delta \cdot U_{\text{АЦПmin}}$

Підставивши значення у формулу (3.9) отримаємо:

$$U_{\text{АЦПmin}} = 124 \cdot 10^{-3} \cdot 2 = 248\text{мВ}$$

$$Q = 0.03 \cdot 248\text{мВ} = 7.44 \cdot 10^{-3}$$

Розраховуємо розрядність АЦП:

$$q_{\text{ацп}} = \left\lceil \log_2 \left(\frac{\Delta U_{\text{ацп}}}{Q} \right) \right\rceil + 1 = \left\lceil \log_2 \left(\frac{5}{7.44 \cdot 10^{-3}} \right) \right\rceil + 1 = 9.39 + 1 = 10.39$$

Обираємо розрядність АЦП 12

Обираємо АЦП AD9635 (рис3.7)

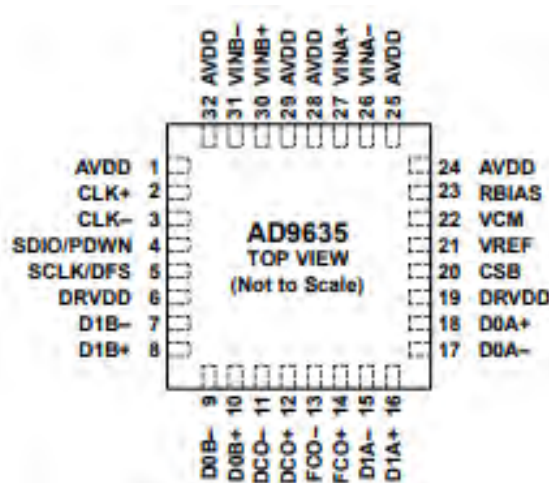


Рис.3.10. AD9635

Технічні параметри:

- 12-розрядний монолітний АЦП;
- Частота дискретизації 60 (МГц);
- Може працювати як з потужністю +5V так і з потужністю 3.3V

3.7.Вибір ПЛІС

Компенсація затримок та обчислювання(додавання сигналів) реалізовані в цифровій формі, для цього підходить ПЛІС. Одним із основних параметрів для вибору ПЛІС, є кількість ЛУТів, та об'єм пам'яті оберемо Xilinx XCVU5P.



Рис 3.11.ПЛІС XCVU5P

Таблиця 3.1.Характеристики ПЛІС:

Виробник	Xillinx
Категорія	FPGA – Програмуєма вентильна матриця
Продукт	Virtex UltraScale+
Кількість логічних елементів	1313763
Робоча напруга	0.85V
Мінімальна робоча температура	0 C
Максимальна робоча температура	+100C
Вид монтажу	SMD/SMT
Кількість входів/виходів	496 I/O
Блок	FBGA-2104
Діапазон даних	58 Gb/s

3.8.Вибір дисплея.

Під час проведення будь яких вимірювань необхідно виводити результат вимірювання у зручному для сприйняття вигляді. В нашому випадку на екран буде виводитись скан скан поверхні серця. Оберемо Дисплей LCD-OLinuXino-15.6FHD, котрий показаний на рис.3.12.



Рис.3.12 Дисплей від LCD-OLinuXino-15.6FHD

Характеристики дисплею: LCD дисплей з роздільною здатністю 1920x1080 пікселів;споживана потужність 3.5 Вт; діагональ 15.6 (15.55) дюйма; HD 16: 9 кольоровий TFT LCD з задньої світлодіодним підсвічуванням; працює з досить продуктивними моделями OLinuXino і SOM; два 40-контактних інтерфейсних роз'єму з кроком 2.54 і 1.27, відповідно.

При роботі з Raspberry Pi даний дисплей без установки додаткових драйверів підтримує такі ОС як Raspbian / Ubuntu / Kali / Retropie / WIN10 IOT. При роботі в якості комп'ютерного монітора для стаціонарних ПК, він підтримує Windows 10 / 8.1 / 8/7. Також є функція десять точок дотику тачскрін вона так само не потребує встановлення додаткових драйверів.

РОЗДІЛ 4. РОЗРАХУНОК ПОХИБОК ВИМІРЮВАННЯ

Виникнення приладових похибок обумовлене властивостями вимірювальних приладів, яких ми використовуємо. Похибка кожного конкретного приладу є систематичною, але, на жаль, її значення невідомо, це означає, що похибку неможливо виключити введенням в певний результат вимірювання відповідної поправки. У паспорті кожного приладу вказуються межі допустимої похибки, це показує на максимально можливу похибку при ідеальних або рекомендованих умовах роботи приладу.

Однією з важливих є похибка зумовлена нестабільністю акустичного контакту. Такий вид складальної похибки спостерігається при використанні контактного шару, який наноситься на поверхню об'єкту контролю у тому місці, де буде встановлений п'єзоелектричний перетворювач.

Переглянувши класифікацію похибок виміру а також приймаючи до уваги нестабільність механічного притискування перетворювачів до поверхні контрольованого виробу, також враховуючи зміну шорсткості поверхні, дана похибка відноситься до класу випадкових. Випадкові похибки не можуть бути спрогнозовані та скомпенсовані схемними рішеннями.

Зменшити вплив цієї похибки можна досягти за допомогою деяких методів:

Підтримувати чистоту поверхні контролю.

Використання механічних пристроїв, які автоматично з постійною силою притискують ПЕП до об'єкта контролю.

Компенсація часу поширення пружної хвилі у певному шарі контактного середовища.

4.1. Похибка вимірювання підсилювача

Якщо не брати до уваги похибку, котра вказана в паспорті приладу 0.0002%, то похибку підсилювача можливо розрахувати за формулою(4.1)

$$\delta_M = \frac{\delta_K}{1 + K \cdot \frac{R_1}{R_1 + R_2}} \quad (4.1)$$

де δ_k – мультиплікативна похибка, котра в свою чергу залежить від вимірювальної величини, K – коефіцієнт підсилення ОП., R – номінали резисторів. Прийmemo $\delta_k = 0.1$, підставивши значення у формулу (4.1), отримаємо

$$\delta_m = \frac{0.1}{1 + 4 \cdot \frac{330}{330 + 8.5}} = 0.002 = 0.2\%$$

4.2. Похибка квантування АЦП

Похибка АЦП розраховується за наступною формулою:

$$\text{Похибка становитиме } \delta = \frac{Q}{U_{\text{АЦПmin}}} \quad (4.2)$$

Підставивши значення з розрахунку АЦП у формулу (4.2), отримаємо.

$$\delta = \frac{7.44 \cdot 10^{-3}}{248 \cdot 10^{-3}} = 0.03 = 3\%$$

Розділ 5. МОДЕЛЮВАННЯ

5.1.Графік кривої акустичного тракту

Першою частиною моделювання є створення графіку спадання амплітуди від товщин різних середовищ, в акустичному тракті.

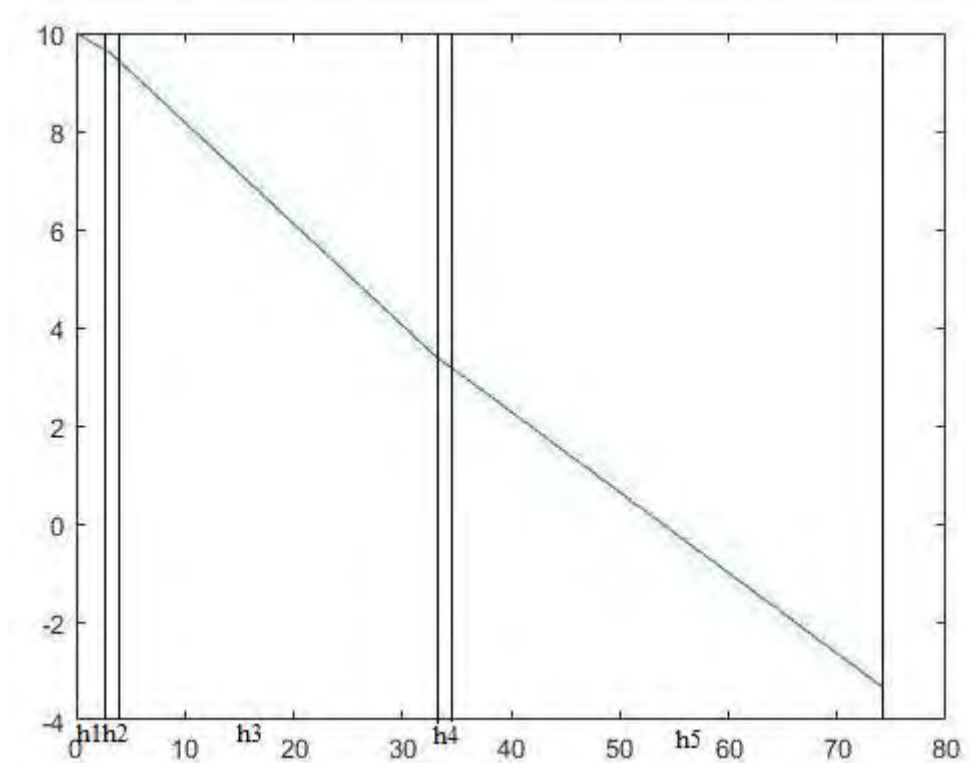


Рис.5.1. Крива акустичного тракту через проходження багат шарової структури

де h_1 – товщина шару шкіри – 1.2 мм.; h_2 – товщина жирового шару – 2мм.;

h_3 – товщина м'язового шару – 30мм.;

h_4 – товщина шару перу кардової рідини – 1мм;

h_5 – товщина серця – 40мм.

5.2. Модель датчику виміру у середовищі SolidWorks

Другим етапом моделювання є створення 3D моделі складального креслення датчику у середовищі SolidWorks. Модель створена за реальними розмірами.

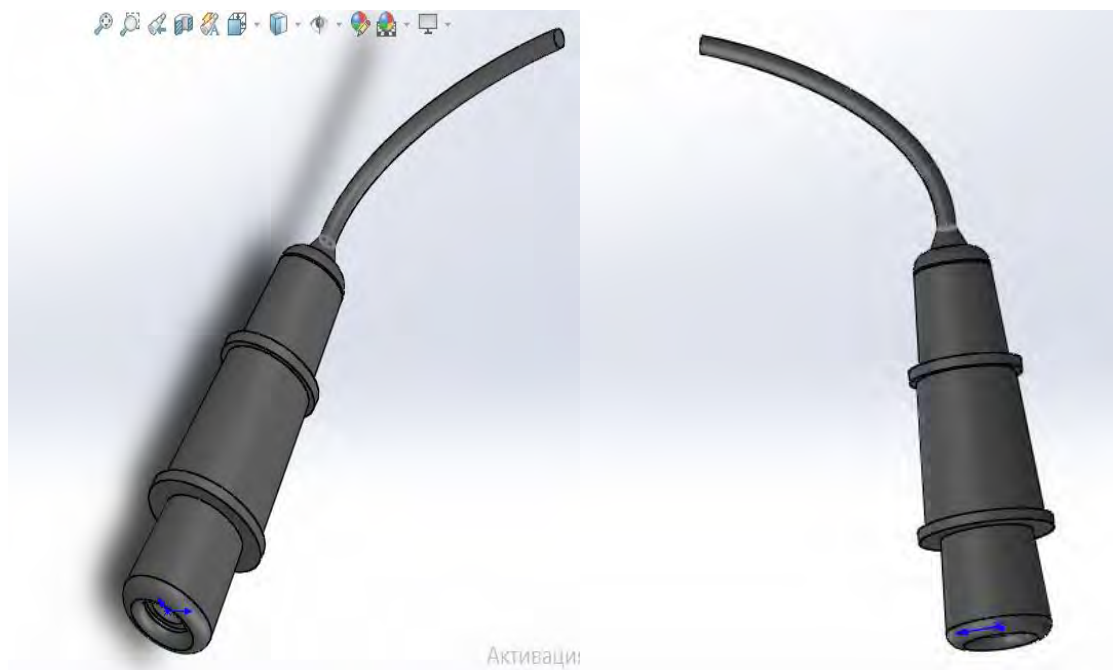


Рис.5.2. 3D модель датчику інтроскопу

5.3. Програма для аналізу ультразвукових знімків

Третім етапом моделювання є написання програми у середовищі Python. Програма створена для завантаження вихідних даних інтроскопу та порівняння їх з вже існуючими знімками. Принцип роботи програми наступний, до програми завантажуються знімки, отримані від інтроскопу або результати ехокардіографії, за допомогою методу класичного машинного навчання завантажений знімок аналізується та порівнюється з існуючою базою даних. При знаходженні аналогічних або схожих знімків(з одним і тим же захворюванням) програма виведе діагноз та аналогічний знімок з його описанням. Важливою частиною є те, що результатом ехокардіографії є зазвичай не знімок цілого серця, а знімок певної його частини, адже захворювання ідентифікуються візуально лише при аналізі конкретних ділянок серця. Тому результатом є знімок лише ділянки серцево-

судинного тракту з захворюванням. Оскільки серце поділяють на приблизно 8-12 ділянок сканування, то за допомогою одного методу машинного навчання буде дуже складно ідентифікувати захворювання, через невелику точність. У майбутньому можливо написання нейронної мережі для окремих ділянок і об'єднання результату виміру у одну програму.

На даний момент у програма дозволяє завантажити різні знімки, переглядати та редагувати їх опис(діагноз) та завантажувати файли з інтернету. Інтерфейс програми показаний на рис.5.3.

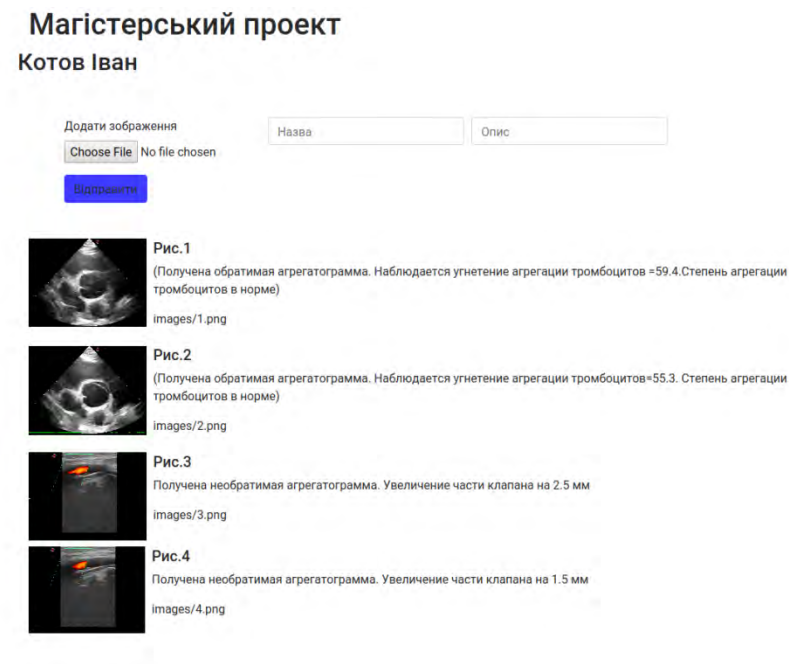


Рис.5.3. Елементи інтерфейсу допоміжної програми

6. РОЗРОБЛЕННЯ СТАРТАП-ПРОЕКТУ

Метою цього розділу є проведення маркетингового аналізу стартап-проекту для визначення можливості його ринкового впровадження та можливих напрямків його реалізації.

Ідея проекту полягає в тому, щоб збільшити інформативність та якість медичних ультразвукових приладів, шляхом зменшення датчику для більш точного контролю.

6.1 Опис ідеї проекту

Табл. 6.1. Опис ідеї стартап-проекту

<i>Зміст ідеї</i>	<i>Напрямки застосування</i>	<i>Вигоди для користувача</i>
Створення приладу для пошуку хвороб серця, який є більш дешевим та видає більш точні результати. Датчик приладу є настільки малим, що проводить сканування між ребрами.	Медичне застосування: а) для пошуку хвороб серця	Скан проводиться більш точно
	б) для сканування перикарда в) для визначення відстані до певних органів	Є можливість завантажити знімок до програми

Таблиця 6.1 дає цілісне уявлення про зміст представленої ідеї та можливі ринки, в межах яких можна шукати групи потенційних клієнтів. Основним напрямком застосування ідеї є використання у медицині для підвищення якості сканування. Основними вигодами користувача є підвищення точності при інтроскопії серця.

Наступним етапом проводиться аналіз потенційних техніко-економічних переваг показаної ідеї (чим відрізняється даний проект від існуючих аналогів). Результати показані у таблиці 6.2.

Табл. 6.2 Визначення сильних, нейтральних та слабких характеристик ідеї цього проекту.

№ n/n	Техніко- економічні характери- с-тики ідеї	(потенційні) товари/концепції конку- рентів				W (слаб ка стор она)	N (нейтр а-льна сторо на)	S (силь на сторо на)
		Мій проект	Аппарат DP-50	Сканер SonoScape S2	Аппарат Z5			
1.	Вартість, грн	120000	174009	540000	340500			+
2.	Точність вимірювання, %	96,5	95	98	93		+	
3.	Автоматичний аналіз даних	+	+	+	-			+
4.	Збереження результатів	+	-	+	-			+
5.	Якісна картинка об'єкту контролю	+-	+	+	+		+	
6.	Різноманітність датчиків	-	+	+	+	+		

Сильною стороною даного проекту є достатньо низька ціна, відносно низька ціна серед товарів аналогів та можливість аналізу даних. Можливість аналізу даних дозволяє зменшити похибку від лікарів та забезпечити себе точними даними.

Висновок: за результатом даної таблиці потенційними техніко-економічними перевагами показаної ідеї є автоматичний аналіз, збереження результатів аналізу за низьку ціну. Саме ці властивості даного товару є підґрунтям для формування його конкурентоспроможності.

6.2 Технологічний аудит ідеї проекту

В даному підрозділі проводиться аудит технології, за допомогою якої реалізується ідея проекту(технологія створення товару). Технологічна здійсненність ідеї такого проекту передбачена аналізом складових, які вказані в таблиці 6.3.

Табл. 6.3 Технологічна здійсненність проекту

№ п/п	Ідея проек- ту	Технології її реалізації	Наявність технологій	Доступність техно- логій
1	Розроблення датчику малих розмірів, який дозволяє проводити сканування між ребрами грудної клітки.	Датчик працює на основі ФАР, сам датчик виготовлений на підприємстві за замовленням	Наявна	Доступна
2		Написання програми для збереження та аналізу отриманих результатів	Наявна	Доступна
Обрана технологія реалізації ідеї проекту: Для оптимальної реалізації проекту обрано виготовлення датчику на замовлення на підприємстві та власне написання програмного коду				

В таблиці показано, що новими технологіями є створення датчику на основі ФАР. Новітність технології полягає в тому, що датчик дуже малих розмірів(10х9мм.), ця умова дозволяє йому проводити сканування у міжреберному просторі. Сканування у міжреберному просторі дозволяє уникнути похибки відбиття ультразвуку від кісток,що дозволяє збільшити точність приладу. Також новітність технології полягає у можливості аналізу отриманих даних. Отримані дані порівнюються з даними які є в базі, та показується результат, за котрим можна побачити діагноз пацієнта, або його відсутність, та графічне відображення схожого знімку.

Висновок: за даними таблиці 6.3 проект реалізується за допомогою двох складових: виготовлення датчику на замовлення та власне написання програмного коду.

6.3 Аналіз ринкових можливостей запуску стартап-проекту

В даному розділі проводимо визначення ринкових можливостей, які використовуються для ринкового впровадження проекту, для попередження ринкових загроз, для планування напрямів розвитку проекту з урахуванням стану ринкового середовища, для забезпечення потреб клієнтів та пропозицій проектув-конкурентів.

Для початку проводиться аналіз попиту в таблиці 6.4

Табл. 6.4 Попередня характеристика потенційного ринку стартап-проекту

№ n/n	Показники стану ринку (найменування)	Характеристика
1	Кількість головних гравців, од	4
2	Загальний обсяг продаж, грн/ум.од	500000
3	Динаміка ринку (якісна оцінка)	Зростає
4	Наявність обмежень для входу (вказати характер обмежень)	Обмежень немає
5	Специфічні вимоги до стандартизації та сертифікації	Потрібне отримання сертифікату відповідності
6	Середня норма рентабельності в галузі (або по ринку), %	92

Кількість головних гравців обумовлена компаніями, котрі стабільно випускають продукцію, яка стабільно конкурує на ринку медичних приладів.

Динаміка ринку зростає, оскільки з розвитком нових технологій якості медичних приладів також зростає, що обумовлює появу більш нової та якісної техніки, саме тому клініки які являються власними підприємствами дуже активно вкладають кошти в нові прилади.

Обмеження для входу пояснюються наявністю сертифікату, що твій прилад відповідний до державних та загально технічних правил та характеристик, що він не несе загрозу при використанні та якісно розроблений. Адже жодне підприємство не хоче працювати з неякісною, або небезпечною технікою.

Загальний обсяг продаж зумовлений кількістю медичних закладів у м.Києві та кількістю фірм, котрі пропонують свою продукцію в Києві. Також проаналізовано загальновідомі дані з Державного Комітету Статистики, за кількістю нового обладнання у київських клініках за 2018 рік.

За результатами аналізу таблиці робимо висновок, що ринок є привабливим для входження.

Після входження в ринок потрібно визначити потенційні групи клієнтів, їх характеристики та формуються орієнтовні вимоги для кожної групи клієнтів.

Табл. 6.5. Характеристика потенційних клієнтів стартап-проекту

№ n/n	Потреба, що формує ринок	Цільова аудиторія (цільові сегменти ринку)	Відмінності у поведінці різних потенційних цільових груп клієнтів	Вимоги споживачів до товару
1	Необхідність отримати якісний продукт меншої ціни та з усуненням певних недоліків	Лікарні, діагностичні центри, медичні експертизи	Різні вимоги експлуатації товару. Легкість у модернізації товарів	Швидкість роботи, низька ціна та портативність установки

Потребою є необхідність отримати якісний продукт меншої ціни та з усуненням певних недоліків, оскільки це медичний прилад тому цільовою аудиторією є лікарні, діагностичні центри, медичні експертизи, перевагами повинні бути достатньо низька ціна та якість виробництва то можливо портативність установки.

В таблиці 6.5 визначена цільова аудиторія, її основні вимоги до товару, визначена поведінка різних цільових груп клієнтів.

Після визначення потенційних груп клієнтів, потрібно провести аналіз ринкового середовища, який включає фактори, які сприяють ринковому впровадженню проекту та фактори які йому перешкоджають.

Табл. 6.6 Фактори загроз

№ п/п	Фактор	Зміст загрози	Можлива реакція компанії
1	Брак товару	Некоректна робота системи, яка виявлена зразу або з плином часу	Додаткові випробування товару та його обслуговування
2	Великий ринок	Вихід нового продукту на ринок	Моніторинг ринку
3	Калібрування	Неналежне налаштування приладу під різні середовища	Виклик майстера для коректної калібровки
4	Застарілість товару	Поява нових можливостей для кращого використання	Оновлення прошивки

Вище вказані загрози можуть бути наявні у нашій фірмі, але наявність відділу який відповідає за контроль якості продукції, знижує такі можливості та збільшує якість виробництва і рейтинг фірми серед споживачів.

В таблиці 6.6 показані фактори, які перешкоджають ринковому впровадженню проекту, також показана можлива реакція на зменшення впливу або усунення загрози

Незалежно від факторів загроз існують фактори можливостей, які вказані в таблиці 6.7.

Табл. 6.7 Фактори можливостей

№ п/п	Фактор	Зміст можливості	Можлива реакція компанії
1	Ринок збуту	Можливість збільшення ринку збуту товару, через вихід на міжнародний рівень	Розробка продукту за європейськими стандартами
2	Соціальний	Підтримка розвитку медицини в країні, збільшення фінансування за допомогою держави	Впровадження нових технологій, розширення асортименту продукції
3	Технологічний розвиток	Створення більш технологічного та більш якісного товару	Видання коштів на розробку нових можливостей
4	Розширення	Створення іншого товару	Направлення ресурсів (як

		за допомогою об'єднання зусиль з іншими компаніями	фінансових так і людських) на створення нового
--	--	--	--

Можливості розширення підприємства є різними, від тих котрі малоймовірні до тих, які скоріше за все будуть. Підтримка розвитку медицини в країні ближнім часом малоймовірна, саме тому соціальний фактор є малоймовірним. Більш вірогідним є можливість впровадження нових технологій за фактором Технологічного розвитку.

Висновок: за допомогою різних зовнішніх факторів, через правильну реакцію компанії можливо збільшити фінансову частину компанії.

В таблиці 6.8 визначимо загальні риси конкуренції на ринку.

Табл.6.8 Ступеневий аналіз конкуренції на ринку

<i>Особливості конкурентного середовища</i>	<i>В чому проявляється дана характеристика</i>	<i>Вплив на діяльність підприємства (можливі дії компанії, щоб бути конкурентоспроможною)</i>
1. Вказати тип конкуренції - олігополія	Кількість компаній в Україні котрі виробляють медичні прилади не є великою.	Висока якість обслуговування та правильна цінова політика
2. За рівнем конкурентної боротьби - глобальний	Це пов'язано з тим, що у світі розвиток медичних приладів є набагато більшим, ніж в Україні, саме тому є велика кількість компаній котрі стабільно закріплені на ринку.	Вихід на міжнародний ринок
3. За галузевою ознакою - внутрішньогалузева	Ідея направлена на одну галузь – це галузь медичні прилади, саме тому вона є внутрішньогалузевою	Розроблення більш якісної продукції, або спроба розроблення нових пристроїв
4. Конкуренція за видами товарів: - товарно-родова	Конкуренція проходить між приладами з одноковим призначенням, тобто за товарами одного роду.	Впровадження нових функцій та якісна реклама
5. За характером конкурентних переваг - цінова та нецінова	- Здійснюється вдосконалення продукції: якості вимірювання, технології виробництва.	- моніторинг ринкових цін - моніторинг технологічних оновлень

	- Залежність від ціни товару.	
6. За інтенсивністю - не марочна	Придбання товару не залежить від відомого бренду, а залежить від його призначення або завдань які він вирішує	Реєстрація торгової марки, рекламування товару

За наведеною вище таблицею можна зробити висновок, що на ринку є справжня конкуренція, для того щоб бути конкурентоспроможними необхідно правильно розставити пріоритети. Тобто потрібно показати клієнтові певні особливості даного товару, водночас з цим потрібно підібрати правильну цінову політику, щоб товар маючи свої переваги та недоліки міг бути конкурентоспроможним. За допомогою цих кроків результатом є закріплення товару в одному сегменті та його можливе розширення.

Також проведемо більш детальний аналіз умов конкуренції в певній галузі за моделлю М. Портера, яка показана в таблиці 6.9

Табл. 6.9 Аналіз конкуренції в галузі за М. Портером

	<i>Прямі конкуренти в галузі</i>	<i>Потенційні конкуренти</i>	<i>Постачальники</i>	<i>Клієнти</i>	<i>Товари-замінники</i>
<i>Складові аналізу</i>	General Electric	Samsung – створення приладів для конкретних задач	Значення постачальників не є вагомим, оскільки є велика кількість аналогів	Контроль якості та надання продукції з особливими характеристиками	Неякісні товари, або товари вищої якості
Висновки:	Нормальна конкретність, оскільки фірма виготовляє УЗІ прилади для різних призначень	Є можливість виходу на ринок за рахунок держзамовлень, є конкуренти але за представленої ціни продукту, їх вага не важливо	Постачальники не впливають на умови роботи на ринку	Клієнти вимагають якісної та простої в керуванні продукції	Для даної ціни продукту - немає

Компаній котрі покривають увесь ринок за попитом немає, але є популярні компанії, котрі випускають також і продукцію для медичного використання. Такими компаніями є General Electric, Samsung, Toshiba. Вони досить вузько направлені, але через популярність бренду є одними з основних конкурентів.

Висновок: за результатами аналізу таблиць в даний момент, для виходу на ринок та для того, щоб бути конкурентноспроможним потрібно додати певних зусиль, щоб зробити свої переваги, котрих немає у конкурентів.

В наступній таблиці, на основі аналізу попередніх даних з таблиць 6.9, 6.2, 6.5, визначимо та обґрунтуємо перелік факторів конкурентоспроможності.

Табл. 6.10 Обґрунтування факторів конкурентоспроможності:

№ п/п	Фактор конкурентоспроможності	Обґрунтування (наведення чинників, що роблять фактор для порівняння конкурентних проектів значущим)
1	Ціна	Визначення ціни на ринку та встановлення своєї ціни, на порядок нижчої ніж у конкурентів
2	Сервіс	Сервісне обслуговування, якісне обслуговування приваблює клієнтів
3	Інноваційний характер	Використання нових, більш якісних або дешевших технологій для якісної роботи приладу
4	Наявність патентів та сертифікатів	Реєстрування патенту на нові технології, що не дає можливості використати її конкурентами
5	Якість	Висока якість продукту, котра дозволить компанії якісно закріпитись на ринку

За специфічності приладу потрібно не тільки робити його якісно, алей й надавати певних додаткових послуг для підвищення рейтингу у цільовій аудиторії. Потрібно якісне сервісне обслуговування, наявність усіх необхідних патентів та сертифікатів, а так власна доставка, оскільки прилад є габаритним та від його стану залежить його робота та калібровка.

Отже, визначення основних факторів конкурентоспроможності, які допомагають компанії стабільно бути на ринку. За допомогою цих факторів можливо провести сильні та слабкі сторони стартап-проекту.

Табл. 6.11 – Порівняльний аналіз сильних та слабких сторін “Ультразвукового інтроскопу для діагностики хвороб серця”

№ п/п	Фактор конкурентоспроможності	Бали 1-20	Рейтинг товарів-конкурентів у порівнянні з нашим товаром						
			-3	-2	-1	0	+1	+2	+3
1	Якість товару	16					✓		
2	Ціна товару	18	✓						
3	Інновація в виробництві	16		✓					
4	Зручність в використанні	17				✓			
5	Сервісне обслуговування	11		✓					

Фактори конкурентоспроможності які вказані в табл.6.10 та табл.6.11 є досить хорошими, за якісною та кропітливою роботою даний продукт може силбно закріпитись на ринку.

Основною перевагою є даної компанії є досить низька ціна приладу, якість обслуговування та інновація виробництва. Інновація виробництва полягає у можливості сканування у міжреберному просторі, що дозволяє підвищити точність та дозволяє сканувати об’єкти, котрі до цього можливо було сканувати лише за допомогою катетерного сканування, що є дуже складним та довгим процесом.

Фінальним етапом ринкового аналізу можливостей впровадження проекту є складання SWOT-аналізу (матриці аналізу сильних (Strength) та слабких (Weak) сторін, загроз (Troubles) та можливостей (Opportunities) (табл. 5.12) на основі виділених ринкових загроз та можливостей, та сильних і слабких сторін (табл. 6.11).

Табл. 6.12 – SWOT – аналіз стартап-проекту

Сильні сторони: менша ціна, зменшення впливу людського фактору, використання сучасних алгоритмів та електронної бази	Слабкі сторони: медична орієнтованість системи , якість відображення інформації.
Можливості: вихід на міжнародний ринок, забезпечення товаром різні підприємства, через низьку ціну	Загрози: Поява нових конкурентів з більш якісним продуктом та збільшення цін на комплектуючих

Новий прилад має більше сильних ніж слабких сторін, перевагами є якість сканування та можливість сканування у важкодоступних місцях, що обумовлене створенням нового, але складнішого датчику, котрий має малі розміри, що дозволяє сканувати у важкодоступним місцях. Відносно мала ціна приладу обумовлена зменшенням та заміною дорогих компонентів, котрі можуть виконувати непотрібні функції на більш дешеві, але не гірші аналоги.

Для виведення стартап-проекту на ринок розробимо альтернативи ринкової поведінки на основі SWOT-аналізу. Отримані альтернативи зазвичай аналізуються з точки зору строків або ймовірності отримання ресурсів.

Табл. 6.13 Альтернативи ринкового впровадження стартап-проекту

№ п/п	Альтернатива (орієнтовний комплекс заходів) ринкової поведінки	Ймовірність отримання ресурсів	Строки реалізації
1	Отримання додаткових ресурсів(інвестицій)	Середня	12 місяців
2	Отримання великого замовлення	Середня	10 місяців
3	Впровадження продукту через сильні сторони стартапу	Висока	7 місяців

Отже, основними можливостями ринкового впровадження проекту до міжнародного ринку, є отримання великого замовлення, оскільки строки реалізації є досить малими. Через те, що конструкція приладу не є складною(крім одного елемента) його строки реалізації є достатньо високими(короткими), тому при отриманні замовлення фірма-замовний швидко отримає свій товар. Отримання додаткових ресурсів, фінансування фірм котрі виробляють прилади не є загально популярним у нашій країна, тому факт отримання додаткових інвестицій є дуже малим. Також є можливість впровадити продукт на ринок через його сильні сторони, а саме малі розміри датчику, це і є основною можливістю швидкого входу на ринок, адже аналогів зі схожою реалізацією недостатньо.

6.4. Розроблення ринкової стратегії проекту

Для визначення стратегії охоплення ринку проводять опис цільових груп споживачів, які показані в табл.6.14

Таблиця 6.14 Вибір цільових груп потенційних споживачів

№ п/п	Опис профілю цільової групи потенційних клієнтів	Готовність споживачів сприйняти продукт	Орієнтовний попит в межах цільової групи (сегменту)	Інтенсивність конкуренції в сегменті	Простота входу у сегмент
	Група, для пошуку серцевих захворювань	Велика готовність, завдяки неінвазивності	Високий попит	За великої ціни товару – велика конкурентність, зі зменшенням ціни конкурентність сильно спадає	Простий вхід через достатньо низьку ціну продукту
Які цільові групи обрано: громадські лікарні, шпиталі, діагностичні центри, медичні експертизи, приватні лікарні.					

Цільові групи були обрані після аналізу потенційних груп споживачів, саме для вищеперелікованих цільових груп і створений продукт. Прилад направлений на медичне ідентифікування, тобто є в групах медичних приладів, тому потенційні споживачі, це державні лікарні та приватні лікарні, котрі будуть використовувати даний товар. Велика ціна аналогів у даній сфері дозволить нашому приладу закріпитись на ринкові, через його перевагу у ціні.

Наступним кроком потрібно сформулювати базову стратегію розвитку(табл. 6.15).

Таблиця 6.15 Визначення базової стратегії розвитку

№ п/п	Обрана альтернатива розвитку проекту	Стратегія охоплення ринку	Ключові конкурентоспроможні позиції відповідно до обраної альтернативи	Базова стратегія розвитку*
	Стрімкий розвиток	Недифференційова	Точність або якість	Недифференціація

	через удосконалення проекту	ний маркетинг	виміру, достатньо низька ціна, охоплення ринку завдяки інноваційним ідеям	
--	-----------------------------	---------------	---	--

Стратегія диференційованого маркетингу дозволяє

В таблиці 6.15 описаний недиференційований маркетинг який є стратегією охоплення ринку, оскільки ринок є достатньо великим та охопити його повністю неможливо, саме тому прийшовши з новим, але кращим приладом спочатку можна ігнорувати інші напрямки, але з плином часу можливо реалізуватись і в інших сферах.

Для стабільного закріплення на ринку потрібно обрати стратегію конкурентної поведінки(табл. 6.16).

Табл. 6.16 Визначення базової стратегії конкурентної поведінки

№ п/п	Чи є проект «першопрохідцем» на ринку?	Чи буде компанія шукати нових споживачів, або забирати існуючих у конкурентів?	Чи буде компанія копіювати основні характеристики товару конкурента, і які?	Стратегія конкурентної поведінки*
1	ні	Всі види споживачів	Ні	Наступальна

Прилад не є першопрохідцем на ринку, оскільки вже є достатня кількість приладів, які сканують серце людини на пошук у ньому захворювань. Але прилад має певні переваги перед ними. Нових споживачів шукати не потрібно, оскільки цільова аудиторія є достатньо специфічна. Забирати споживачів від конкурентів не потрібно, оскільки переваги приладу самі приведуть споживачів до компанії.

На основі вимог споживачів, а також в залежності від стратегії розвитку, розробимо стратегію позиціонування, яка в свою чергу визначиться у формування ринкової позиції, за допомогою якого споживачі ідентифікують проект.

Табл.6.17 Визначення стратегії позиціонування

№ п/п	Вимоги до товару цільової аудиторії	Базова стратегія розвитку	Ключові конкурентоспроможні позиції власного стартап-проекту	Вибір асоціацій, які мають сформувати комплексну позицію власного проекту (три ключових)
1	Зменшення площі датчику для можливост контролю у міжреберному просторі	На основі специфічних відчутних характеристик	Малий розмір датчику, котрий працює на базі ФАР, для більш точного сканування	Висока роздільна здатність, мала діаграма спрямування

Асоціації за допомогою яких будуть розрізняти прилад є його перевагами або сторонами які запам'ятовуються. Перевагами є малий розмір датчику та більш якісне сканування. Вимогу зменшення ціни на медичні прилади реалізовано частково, оскільки зменшити ціну приладу на максимально низьку неможливо за складністю виготовлення та високих коштів не деякі компоненти.

В таблиці 6.17 описано комплекс асоціацій, за допомогою яких споживачі будуть розрізняти даний виріб. За допомогою цього підрозділу сформована ринкова поведінка компанії, яка визначає напрям розвитку кампанії.

6.5 Розроблення маркетингової програми стартап-проекту

Для розроблення маркетингової програми стартап-проекту потрібно сформулювати маркетингову концепцію товару. Для цього потрібно підсумувати аналіз конкурентоспроможності товару у таблиці 5.18

Табл.6.18 Визначення ключових переваг концепції потенційного товару

№ п/п	Потреба	Вигода, яку пропонує товар	Ключові переваги перед конкурентами (існуючі або такі, що потрібно створити)
1	Висока точність діагностування	Якісне сканування та можливість оброблення інформації	Достатньо малий датчик на базі ФАР, котрий може працювати у міжреберному просторі. Достатньо низька ціна Можливість оброблення отриманої інформації

Оскільки товар входить до категорії медичних приладів, вони є досить складними у виробництві та складанні, також потрібно використовувати таку важливу операцію як калібровка. Проаналізувавши поняття вище, ми розуміємо,

що ціни на дані прилади є досить високими, перевагою нашого приладу є достатньо низька ціна, що обумовлення спрощенням у конструкції.

Тобто сформовано концепція товару має достатню кількість переваг для подальшого розвитку та стабільного закріплення на ринку товарів.

Наступним етапом є розробка трирівневої моделі товару, тобто є уточнення ідеї продукту або послуги, особливості процесу надання та його фізичні складові, все вищепереліковане описано у табл. 6.19

Табл. 6.19 Опис трьох рівнів моделі товару

Рівні товару	Сутність та складові		
I. Товар за заду- мом	Ультразвуковий інтроскоп для діагностики хвороб серця		
II. Товар у реаль- ному виконанні	Властивості/характеристики	М/Нм	Вр/Тх /Тл/Е/Ор
	1. Вузька діаграма направлення	Нм	Тх
	2. Датчик розміром 10мм	Нм	Тх
	3. Висока роздільна здатність	Нм	Тх
	Якість: відповідає вимогам Технічного Регламенту України щодо медичних виробів №753		
	Пакування: спеціальний контейнер		
	Марка: US -10		
III. Товар із підкрі- пленням	До продажу включається можливість протестувати прилад в офісі фірми. Безкоштовна доставка		
	Після продажу включається гарантійне сервісне обслуговування та технічна підтримка		
За рахунок чого потенційний товар буде захищено від копіювання: За рахунок оформлення патенту (отримання сертифікату про інтелектуальну власність) та присвоєння кожному проданому роботу серійний номер, який необхідний для авторизації та підключення до системи управління.			

Вище показана трьохрівнева модель товару, котра включає в себе задум товару та його вигоди, спосіб пакування, якість товару та його основні характеристики. Оскільки товар входить до категорії медичних приладів, вони є досить складними у виробництві та складанні, також потрібно використовувати таку важливу операцію як калібровка. Проаналізувавши поняття вище, ми розуміємо, що ціни на дані прилади є досить високими, перевагою нашого приладу є достатньо низька ціна, що обумовлення спрощенням у конструкції.

Після завершення попередніх кроків потрібно визначити цінові межі якими ми будемо керуватись при встановленні ціни товару. Цінові межі визначаються за допомогою аналізу товарів цін конкурентів, визначення доходу споживача та розрахунку собівартості та заробітних плат.

Таблиця 6.20 визначення меж встановлення ціни

№ п/п	Рівень цін на товари-замінники	Рівень цін на товари-аналоги	Рівень доходів цільової групи споживачів	Верхня та нижня межі встановлення ціни на товар/послугу
	300000-700000 грн.	250000 грн	5000000-10000000 грн/рік	90000 - 200000

В показаній вище таблиці вказані ринкові ціни на товари-аналоги та товари замінники, також поаналізувавши рівень доходів групи споживачів встановлена верхня та нижня межа на продукт. Оскільки товар входить до категорії медичних приладів, вони є досить складними у виробництві та складанні, також потрібно використовувати таку важливу операцію як калібровка. Проаналізувавши поняття вище, ми розуміємо, що ціни на дані прилади є досить високими, перевагою нашого приладу є достатньо низька ціна, що обумовленню спрощенням у конструкції.

Після встановлення ціни на продукт потрібно забезпечити товар збутом, тому наступним кроком є визначення системи збуту товару

Таблиця 6.21 Формування системи збуту

№ п/п	Специфіка закупівельної поведінки цільових клієнтів	Функції збуту, які має виконувати постачальник товару	Глибина каналу збуту	Оптимальна система збуту
	Продаж через інтернет сайти Посилкова торгівля Торгівля за кордон Продаж товару в роздріб	Продаж товару покупцю або клієнту, оформлення та відправлення товару, установка системи, калібрування.	Середня	Продаж товарів в роздріб

Оптимальною системою збуту обраного товару є його продаж в роздріб. Основним шляхом збуту є торгівля через інтернет. Оскільки товаром фірми є

достатньо точні та габаритні прилади, тому продаж в роздріб є неможливим. Прилад є точним тому потрібна калібровка перед використанням, тому основним шляхом є торгівля через інтернет та доставка товару з попередньою калібровкою.

На завершальному етапі програми є розроблення концепції маркетингових комунікацій, що спирається на основу для позиціонування та специфіку поведінки клієнтів.

Табл. 6.22 Концепція маркетингових комунікацій

№ п/п	Специфіка поведінки цільових клієнтів	Канали комунікацій, якими користуються цільові клієнти	Ключові позиції, обрані для позиціонування	Завдання рекламного повідомлення	Концепція рекламного звернення
	Спостереження за новинками на ринку. Замовлення товарів онлайн.	Інтернет Виставки Публікації	Нова технологія, ефективна ціна, точні результати	Донести легкість і переваги продукту	Ультразвуковий інтроскоп – компактний спосіб зберегти ваше здоров'я

Висновки до розділу 6

Аналіз проекту показав реальну можливість ринкової комерціалізації стартап-проекту. Це пояснюється достатньо великим попитом на дешеві системи діагностики хвороб серця. Перевагою системи є достатньо малий датчик розмірами 10 на 8 мм. котрий має можливість проводити вимірювання у міжреберному просторі. В ході аналізу було підтверджено рентабельність проекту. Незважаючи на певну явну конкуренцію на ринку, є достатня можливість впровадження продукту в обіг через наявну наявності певної аудиторії, яка зацікавлена даним продуктом. На ринку вже присутні певні аналоги приладу, але через переваги вказаної системи всі бар'єри входження з легкістю можна здолати.

Проект входить у галузь медичних приладів, оскільки галузь не є достатньо розвинутою в Україні, проект у теорії може мати достатній попит на ринку

товарів. Адже закордонні інтеграції можуть бути, по-перше, несумісними з українськими приладами. По-друге, вартість інтеграції буде набагато більшою.

Оскільки технічні можливості приладу є новими, інші медичні прилади не мають таких технічних вдосконалень у проекту є шанси стати лідером у проміжній області.

На даний момент продукт є конкурентоспроможним, але для підвищення довіри споживачів і формування своєї бази клієнтів необхідно:

1. Прислуховуватись до потреб споживачів та працювати над покращенням продукту
2. Вдосконалити конструкцію та технологію виробництва системи
3. Провести рекламну компанію

В подальшому є шанс вивести продукт на міжнародний рівень, оскільки він є технологічно новим, це обумовлено тим, що проект може швидко оброблювати інформацію та зберігати її для подальшого аналізу.

Висновки

В даній роботі проведений аналітичний огляд існуючих методів та приладів, що вирішують задачу поставлену технічним завданням. На основі проаналізованих даних було розроблено ультразвуковий інтроскоп. Для візуалізації обраного принципу роботи була створена структурна та функціональна схема приладу. Також були проведені розрахунки та підібрані елементи даної схеми, а саме: була розроблена конструкція перетворювача, розрахований АЦП, ЧРЧ, смуговий фільтр, був підібраний дисплей, ПЛІС

В якості моделювання елементів була розроблена 3D модель датчику та змодельований графік спадання кривої акустичного тракту. В якості автоматизації системи запропоновано розробка аналізу даних за допомогою нейронної мережі.

Оскільки середовище використання приладу є медицина, то є велика кількість нюансів при розробці приладу. Але результатом роботи є ультразвуковий інтроскоп для діагностики хвороб серця достатньої точності вимірювання та легкий у використанні. Особливістю розробки є невеликі розміри датчику для того, щоб сканування проводилось у міжреберному просторі тим самим збільшувалась точність вимірювання.

Список використаної літератури

1. Державна служба статистики України від 2016 року
2. Швед М. І., Гребеник М. В. Основи практичної електрокардіографії (навчальний посібник). — Тернопіль, Укрмедкнига. 2000. — 128 с.
3. Основы медицинской интроскопии: Учебное пособие/Е.С.Марченко - Томск : Издательский Дом ТГУ, 2018. – 156 с.
4. Галаган Р. М. Теоретичні основи ультразвукового неруйнівного контролю [Електронний ресурс]: підручник / Р. М. Галаган. – Київ: КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2019. – 263 с.
5. Основы ультразвукового неруйнівного контролю: Підручник/ В.К. Цапенко, Ю.В. Куц – К.: НТУУ «КПІ», 2010 – 448 с.
6. Неруйнівний контроль та діагностика: Довідник / В.В. Ключев, Ф.Р. Соснін, А.В. Ковальов та ін.; Під ред. В.В. Ключева. 2-е вид., випр. та доп. – М.: Машинобудування, 2003. 656 с.
7. Гейер А.Ф. «Ультразвуковые пьезокерамические преобразователи с плоско-сферической диафрагмой» / А.Ф. Гейер, А.В.Земляков, С.А.Парпула, В.А.Пономарев. // Стаття на сайті aerofon34.ru
8. Ермолов В. Н. Расчеты ультразвуковой дефектоскопии/ В.Н.Ермолов, А.К.Вопилкин – Москва:”ООО НПЦ НК ЭХО”, 2004. – 140с.
9. Пейтон А. Дж. Аналоговая электроника на операционных усилителях/ А.Дж. Пейтон, В. Волш. Перевод с английского В.Л. Григорьева. Редактор перевода А.П. Молодяну. - (Москва: БИНОМ, 1994).
10. Electronic components datasheet search [електронний ресурс]: http://category.alldatasheet.com/index.jsp?sSearchword=Analog%20devices&gclid=Cj0KCQjw3v3YBRCOARIsAPkLbK5iSFNOKlIHZvz0wrkuGgWfVS1PXrEy7jZ8QVG44Tcqj2y7Uuac1QQaAl-eEALw_wcB.
11. ГОСТ 31295.1-2005. Шум. Затухание звука при распространении на местности.
12. Методичні вказівки «Акустичні перетворювачі» / Уклад.: Цапенко В.К.- Київ, 2004.- 86с.

13. Крауткремер Й., Крауткремер Г. Ультразвуковой контроль материалов. Справочник. - М.: Металлургия, 1991. - 752 с.
14. Ермолов И.Н. Ермолов М.И. Ультразвуковой контроль: учебник для специалистов 1 и 2 уровней квалификации. – М : НПО ЦНИИТМАШ, 1993 – 202 с.
15. Неразрушающий контроль и диагностика: справочник . / под. ред. В.В. Клюева. – М : Машиностроение , 1995. – 488 с.
16. «Технология применения фазированных решеток – Вводный курс» [Электрон. ресурс]. – Дата доступа 20.04.18: <http://www.olympusims.com/ru/ndt-tutorials/phased-array/>
17. Методичні рекомендації до виконання розділу магістерських дисертацій для студентів інженерних спеціальностей / За заг. ред. О.А. Гавриша. – Київ : НТУУ «КПІ», 2016. – 28 с.
18. Ultrasonic arrays for non-destructive evaluation: A review Bruce W. Drinkwater, Paul D. Wilcox Department of Mechanical Engineering, University of Bristol, University Walk, Bristol, BS3 1TR, UK
19. Применение ультразвука в медицине: Физические основы. Под ред. К. Хилла (перевод с англ.). – М.: Мир, 1989. - 568 с.
20. Анатомия человека : Для студентов медицинских вузов. Под ред. М.Г. Привеса. – 1985. – 672 с.
21. Атлас топографической Анатомии человека . / Ю.Л. Золотко. – Москва “Медицина” 1976.

Додатки

Додаток А

Частина коду в середовищі Matlab:

```
function[void] = trakt(U0,h1,h2,h3,h4,h5)
close all
x = 0:0.001:h1+h2+h3+h4+h5;
k1 = 1.324;
k2 = 1.278;
k3 = 2.067;
k4 = 1.496;
k5 = 1.643;
k = [1/k1, 1/k2, 1/k3, 1/k4, 1/k5];
y = zeros(1,length(x));
for i = 1:length(x)
if 0 <= x(i) && x(i)< h1
y(i) = U0 - k(1)*x(i);
end
if h1 <= x(i) && x(i)< h2+h1
y(i) = k(2)*h1+y(h1/0.001) - k(2)*x(i);
end
if h2+h1 <= x(i) && x(i)< h3+h2+h1
y(i) = k(3)*(h2+h1)+y((h2+h1)/0.001) - k(3)*x(i);
end
if h3+h2+h1 <= x(i) && x(i) <= h4+h3+h2+h1
y(i) = k(4)*(h3+h2+h1)+y((h3+h2+h1)/0.001) - k(4)*x(i);
end
if h4+h3+h2+h1 <= x(i) && x(i) <= h5+h4+h3+h2+h1
y(i) = k(5)*(h4+h3+h2+h1)+y((h4+h3+h2+h1)/0.001) - k(5)*x(i);
end
end
grid on;
plot(x,y)
```


Додаток Б

Частина програмного коду, за допомогою якого була створена програма.

```
from flask import Flask, render_template, request
from flask_sqlalchemy import SQLAlchemy
app = Flask(__name__)
app.config['SQLALCHEMY_DATABASE_URI'] = 'sqlite:///db.sqlite3'
db = SQLAlchemy(app)
class Image(db.Model):
    id = db.Column(db.Integer, primary_key=True, autoincrement=True)
    name = db.Column(db.String(80), unique=True, nullable=False)
    description = db.Column(db.Text())
    location = db.Column(db.String(80), unique=True, nullable=False)
    def __repr__(self):
        return '<Image %r>' % self.name
@app.route('/')
def index():
    images = Image.query.all()
    context = {
        "images": images
    }
    return render_template('index.html', **context)
@app.route('/images/', methods=['POST'])
def post_image():
    image = Image(**request.form)
    image.save()
    images = Image.query.all()
    context = {
        "images": images
    }
    return render_template('index.html', **context)
if __name__ == '__main__':
    app.run()
```

Додаток В

КОНТРОЛЬ КОНТАКТНОГО ТОЧКОВОГО ЗВАРЮВАННЯ

Анотація В роботі розглянуті та проаналізовані методи контактного точкового зварювання, виявлені переваги та недоліки кожного з методів та способи їх застосування.

Ключові слова: Акустична емісія, об'єкт контролю, непровар, контактне точкове зварювання

ВСТУП

Контроль контактного точкового зварювання має важливе значення у зв'язку з швидкоплинністю процесу та прихованим від зовнішнього спостереження характером формування з'єднання (плавлення металу). У процесі зварювання струм проходить від одного електрода до іншого через метал заготовок. Електроди для контактного точкового зварювання виготовляються зі сплавів з високою електропровідністю, щоб опір в контакті електрод-деталь була мінімальною. Тому в місцях контактів деталь-деталь відбувається найбільший нагрів за рахунок найбільшої величини електричного опору. Розігрів і розплавлення металу під дією електричного струму призводить до утворення литого ядра зварної точки, діаметр якої зазвичай складає 4-12 мм.

Контролюють якість контактного зварювання найчастіше зовнішнім оглядом, а також методами неруйнівного контролю. Найбільш оперативний метод контролю – руйнування контрольних зразків в лещатах молотком і зубилом. Якщо непровару немає, руйнування відбувається по цілому металу однієї з деталей, можна виміряти діаметр литого ядра при точковому й шовного зварювання.

ОПИС МЕТОДІВ НЕРУЙНІВНОГО КОНТРОЛЮ КОНТАКТНОГО ТОЧКОВОГО ЗВАРЮВАННЯ

На рис.1 показана схема ультразвукового контролю точкових з'єднань у процесі зварювання.

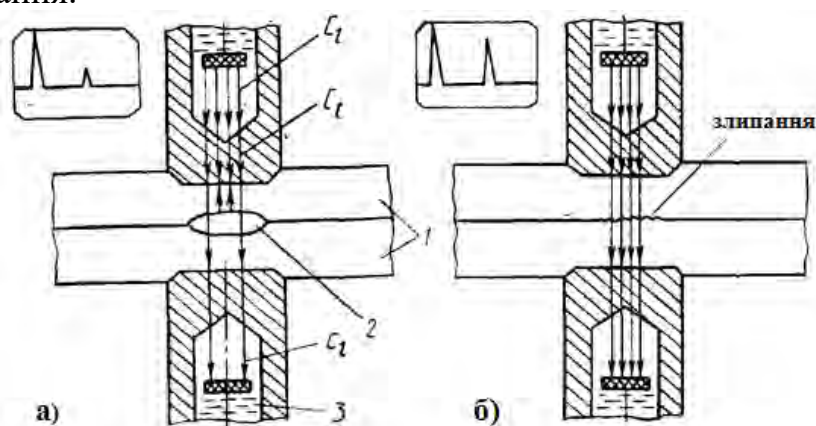


Рис.1. Схема контролю точок у процесі зварювання.

а – якісне зварювання, б – злипання. 1 – зварювані деталі, 2 – рідкий метал (ядро зварюваної точки), 3 – вода.

Ультразвуковий метод неруйнівного контролю заснований на властивостях поперечних ультразвукових коливань відбиватись від поверхні зміни стану речовини (твердий - рідкий метал). Оскільки поперечні коливання не

поширюються у рідині, то вони відбиваються від поверхні рідкого металу. Тим самим вимірюється час проходження ультразвукових коливань і робляться висновки.

Для реалізації ультразвукового методу випромінювач та приймач ультразвукових коливань знаходиться всередині електродів зварювальної машини. Перетворювач випромінює повздовжні коливання, які в свою чергу трансформуються з повздовжньої хвилі у поперечну в призмі, що приклеєна до дна електроду. Акустичний контакт між електродом та об'єктом контролю забезпечується за рахунок високого зусилля стиснення електродів. Ультразвукові коливання приймачем після проходження другого електроду, призми та рідини в охолоджуючому каналі електроду [1].

Тріщини і раковини можуть бути виявлені просвічуванням рентгенівським промінням. Якщо в зварній точці є раковини, тріщини та інші несучільності, то вони внаслідок їх меншого поглинання в порівнянні з сусідніми ділянками металу будуть пропускати більшу кількість рентгенівських променів і їх досить легко виявити через потемніння рентгенівської плівки на цих ділянках металу. Виплеск металу виявляється по більш світлим ділянкам навколо точки, тому що на шляху рентгенівських променів більше металу (рис 2.).

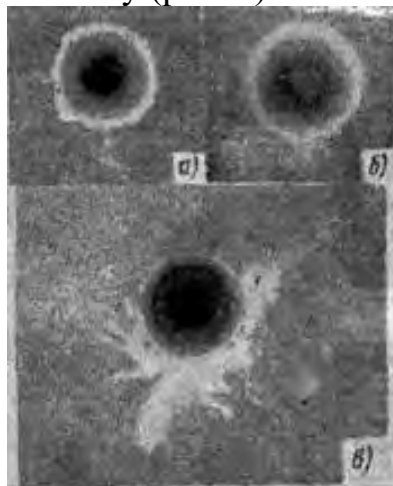


Рис.2.Рентгенограми зварних точок: а – з внутрішніми тріщинами; б – з частковим непроваром; в – з внутрішнім виплеском;

Для контролю і управління процесом контактного точкового зварювання застосовується також метод акустичної емісії (АЕ). При зварюванні в матеріалі деталей, що з'єднуються, виникають пружні коливання, які обумовлені різкими змінами його структури, фазовими перетвореннями і розвитком дефектів. Сигнали АЕ можна приймати протягом всього зварювального циклу, а також в процесі охолодження зварного з'єднання. Аналізуючи параметри АЕ можна оцінити розміри литої зони зварювальних деталей і стежити за виникненням внутрішніх дефектів, а також діагностувати злипання (по відсутності реєстрації сигналів АЕ) [2].

У процесі точкового зварювання датчик акустичної емісії, що розміщується або на одній з деталей, що зварюються, або на електроді, реєструє сигнали двох типів: корисний сигнал АЕ та завади. Корисні сигнали містять інформацію про події, пов'язані з істотними змінами в розплавленій області точкового з'єднання і

в зоні термічного впливу. Завади обумовлені шумами з навколишнього середовища, шумами в електричній мережі, шумами охолоджуючої рідини, стуком електродів, тертям між зварюваними і підтримуючими державками, кавітацією, окалиною, шлаком тощо.

Метод АЕ має переваги перед іншими методами, оскільки з великою точністю контролює непровар під час процесу зварювання об'єктів. Однак наявність значного рівня завад обмежує застосування цього методу для контролю контактного точкового зварювання.

ВИСНОВКИ

Контроль контактного точкового зварювання є складним процесом. Актуальним питанням є підвищення достовірності контролю найнебезпечнішого дефекту контактного точкового зварювання - непровару. Хоча для його виявлення можна використовувати більшість описаних методів контролю, однак існуючі в кожному методі недоліки не дозволяють гарантувати надійне виявлення даного дефекту. Це може бути обумовлено фізико-механічними характеристиками ОК, особливостями взаємодії методу неруйнівного контролю з об'єктом і можливостями обробки отриманої інформації.

Тому перспективним є використання одночасно декількох методів для контролю непровару і розробка оптимальних способів аналізу даних для кожного окремого методу.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

[1] Контроль качества точечной сварки [Електронний ресурс]. - Режим доступа: <https://www.olympus-ims.com/ru/spot-weld-testing/>

[2] Шаповалов Е.В. Современные методы и средства неразрушающего контроля сварного соединения, выполненного контактной точечной сваркой (Обзор) / Е.В. Шаповалов, Р.М. Галаган, Ф.С. Клишар, В.И. Запара // Техническая диагностика и неразрушающий контроль. – Київ. – 2013. – № 1. – С. 10-22.

Науковий керівник, к.т.н., доц. Галаган Р.М.

Додаток Г

НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»
Приладобудівний факультет
Кафедра приладів і систем неруйнівного контролю

Ультразвуковий інтроскоп для діагностики хвороб серця

Студент:
Котов І.Г.
Науковий керівник:
Доцент, к.т.н., доцент
Галаган Р.М.

Мета об'єкт та предмет дослідження

Метою роботи: є розробка ультразвукового інтроскопу для діагностики хвороб серця.

Об'єктом дослідження: є хвороби серця.

Предметом дослідження: є ультразвукові методи діагностики хвороб серця.

Методи діагностики

- Електрокардіографія

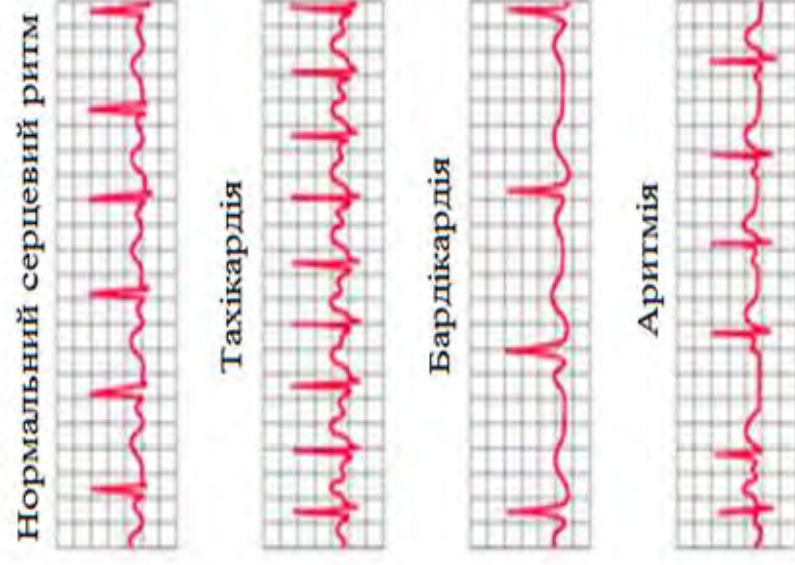
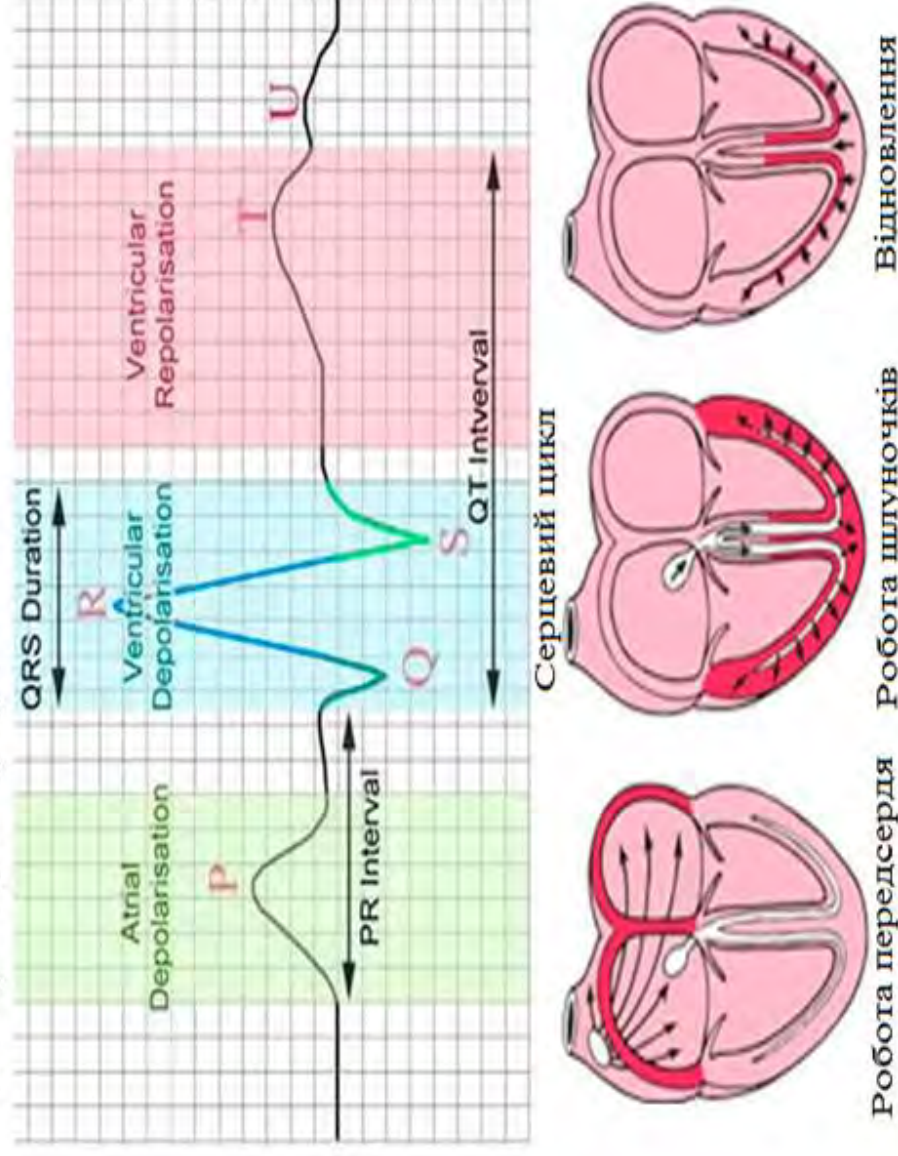


Рис.1. Робота серцевого циклу та приклад електрокардіограми

Методи діагностики

- Холтерівський моніторинг
- Ехокардіографія

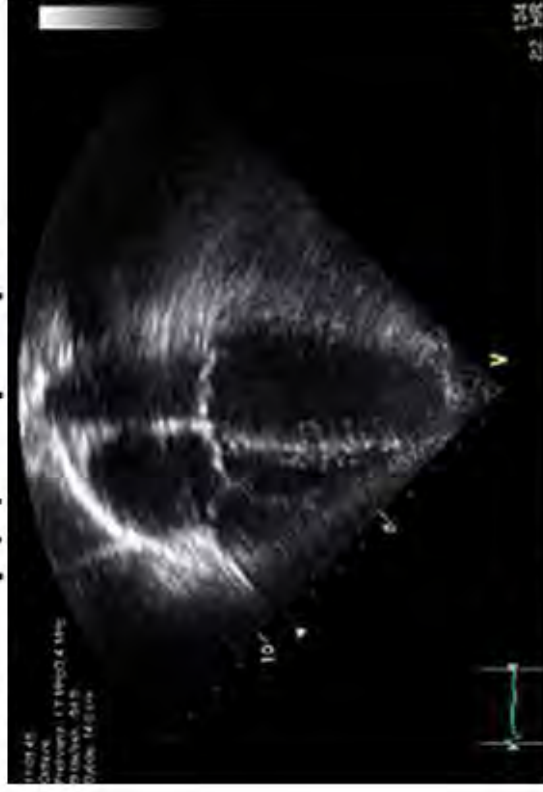


Рис.2. Результат ехокардіографії

- Стресовий тест

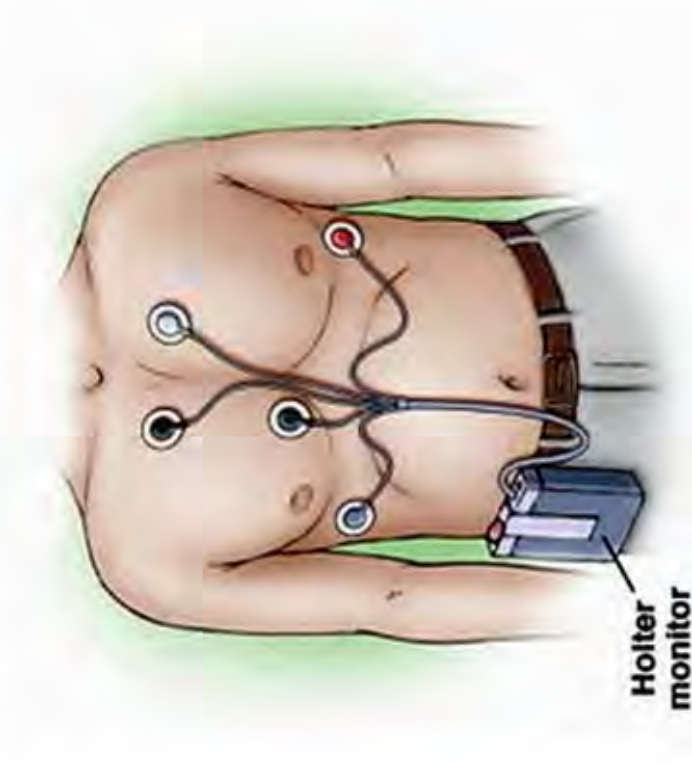


Рис.3. Монітування за Холтером

Аналіз системи

В роботі вимірювальний перетворювач складається з ФАР. Враховуючи призначення та застосування приладу, були обрані та розраховані елементи ФАР.

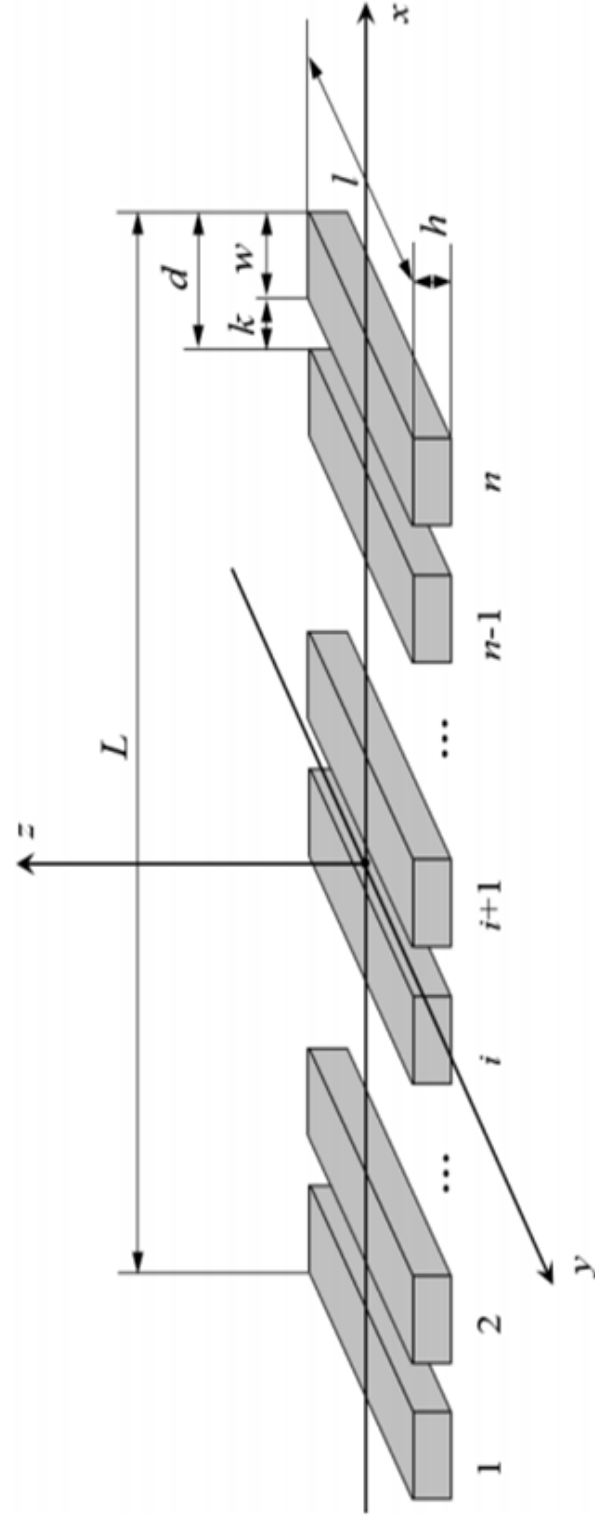


Рис.4.

$L=10\text{мм}$

$L=9\text{мм}$

$n=64$ елементів

Шлях АТ

- Шкіра
- Жирова тканина
- М'язова тканина
- Перикардова рідина
- Серце

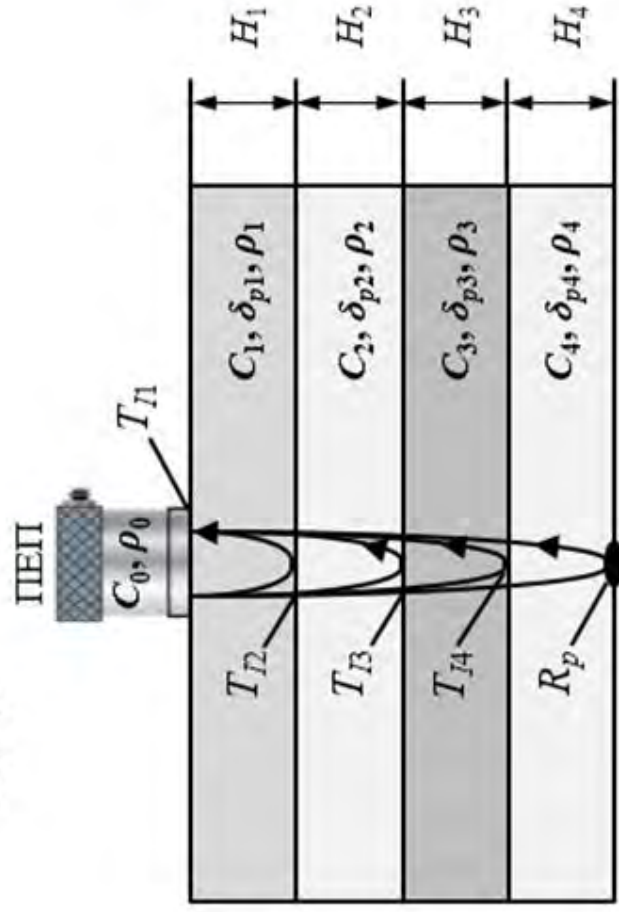


Рис. 5 – Акустичний тракт при контролі багатопарових структур

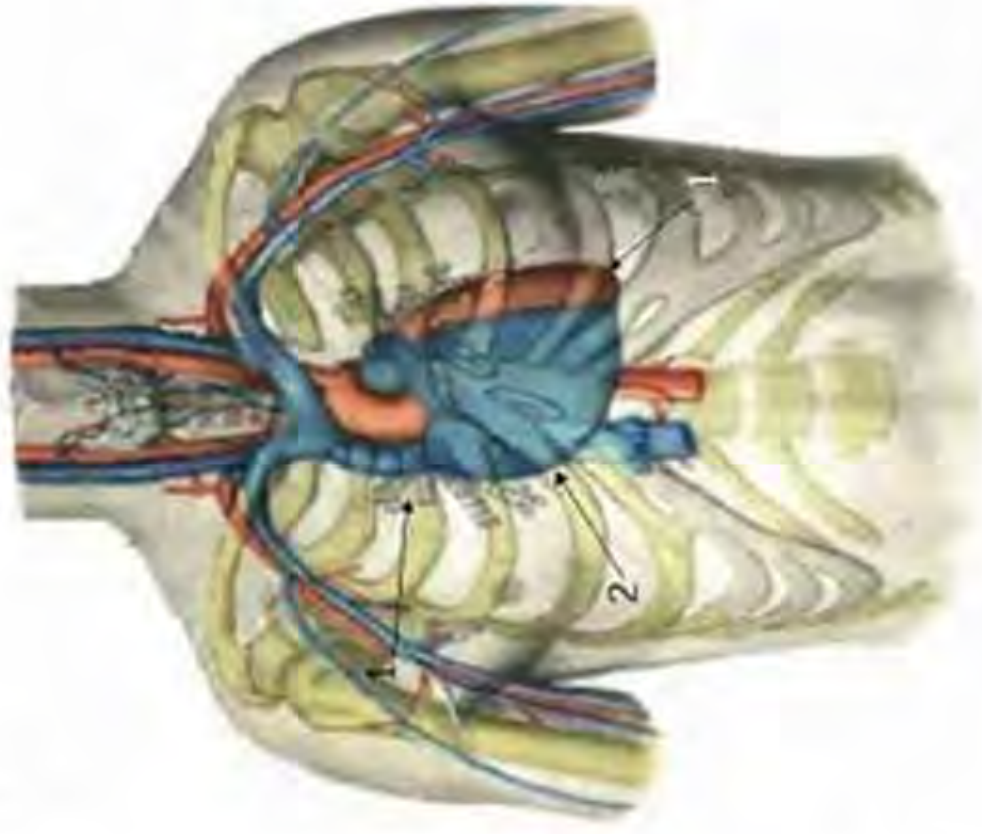


Рис.6 – Анатомія грудної клітки

Коефіцієнти відбиття

Розділ середовищ	$k_{\text{від}}, \%$
Кров-м'яз	1,5
Кров-нирка	2,1
Кров-печінка	2,7
М'яз-жир	10,9
Печінка-камені печінки	0-17,0
М'яз-кістка	64,0
Мозок-кістка черепа	66,0
Повітря-м'які тканини	99.95

Багатошарова структура

Ультразвук
розповсюджується у
багатошарову
структуру.

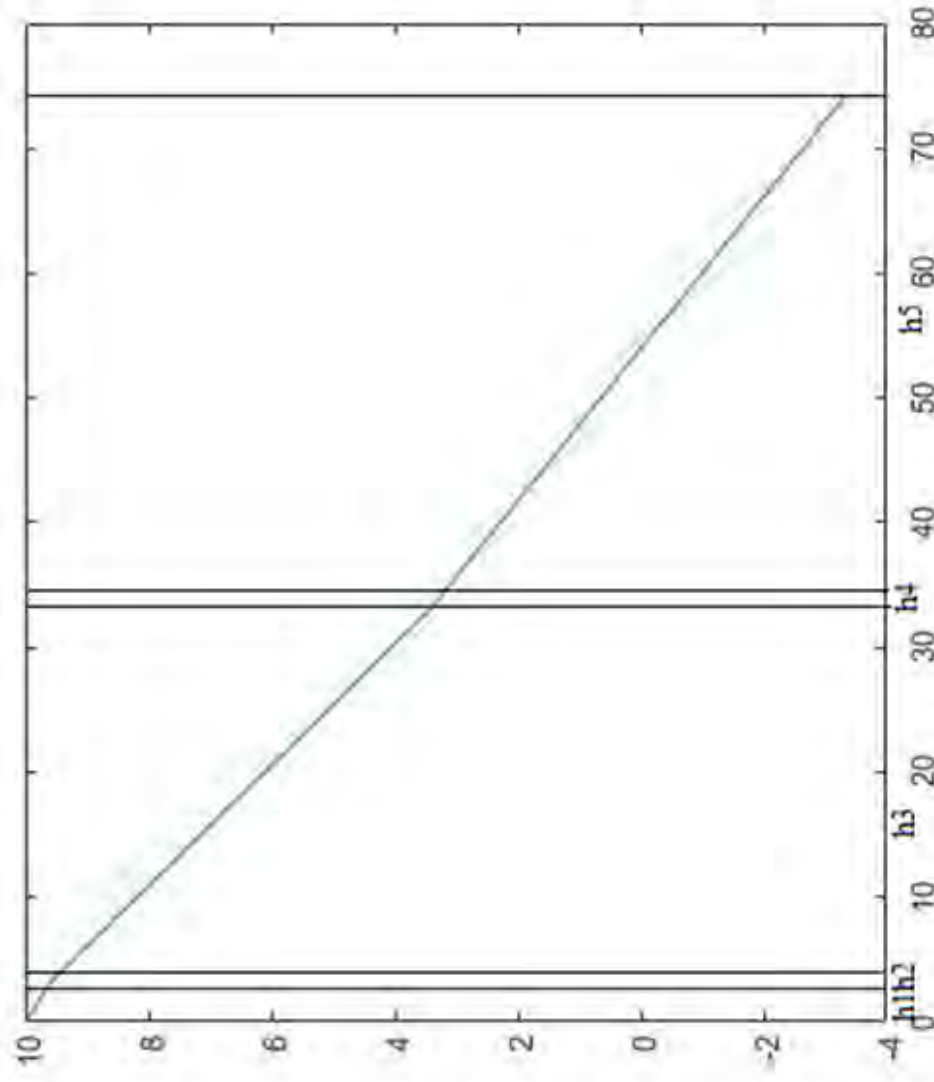


Рис.7 – Крива акустичного тракту при проходженні багатошарової структури

Функціональна схема

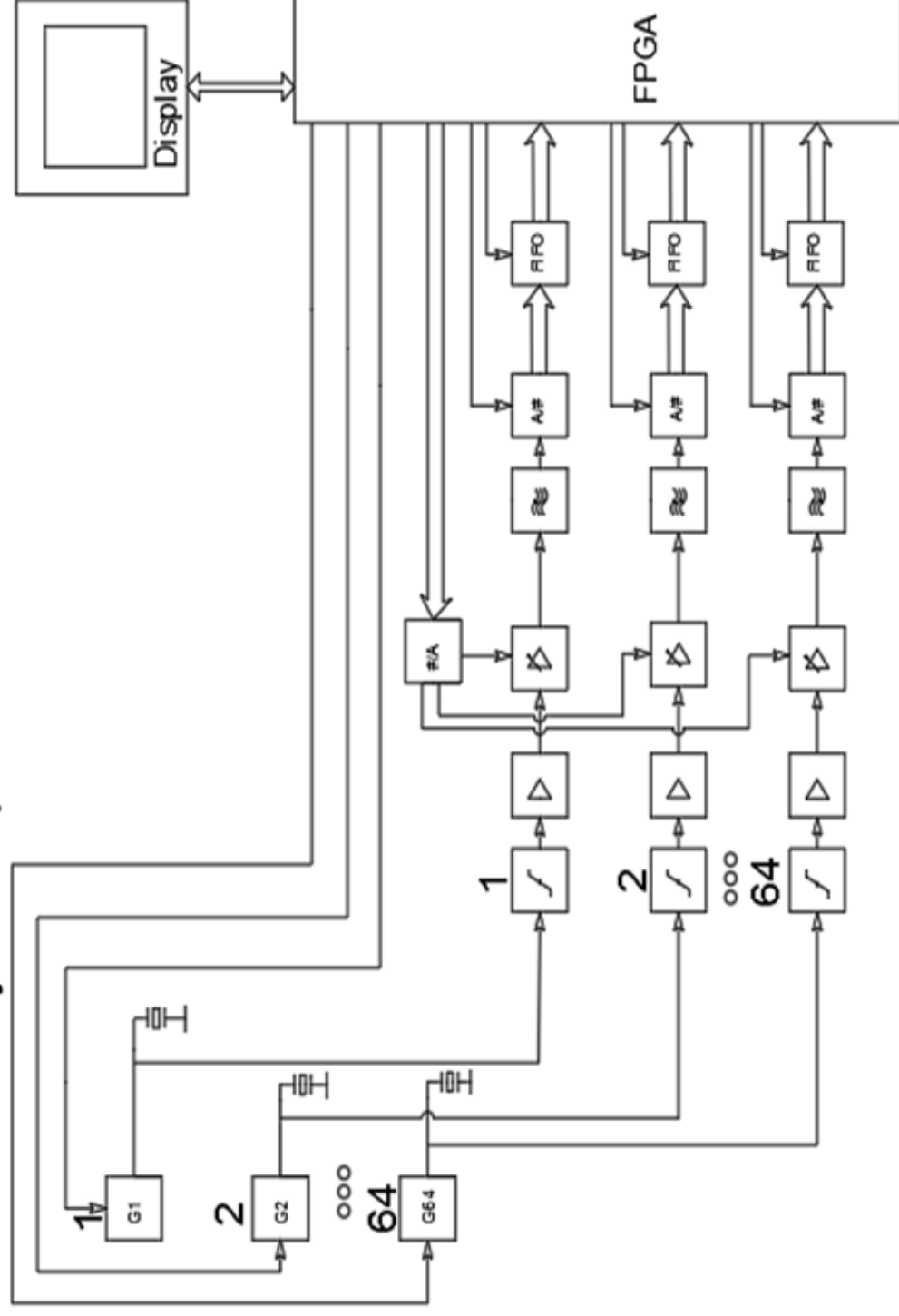
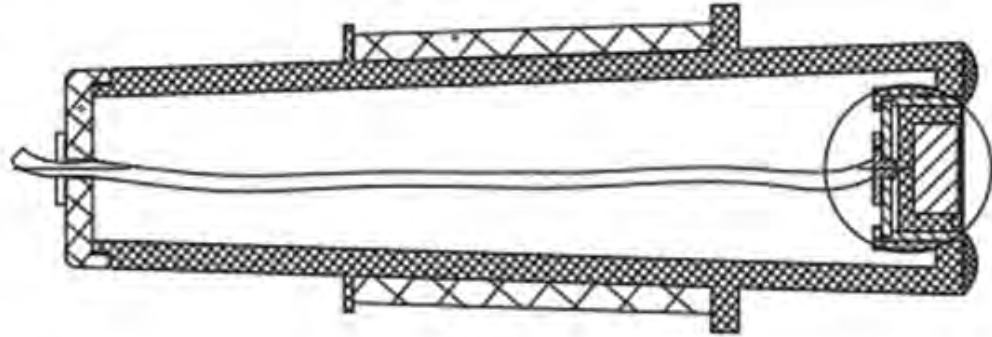


Рис.7. Функціональна схема ультразвукового інтроскопу для діагностики хвороб серця

Датчик вимірювання



Інтерфейс програми

Магістерський проект

Котов Іван

Додати зображення

Choose File No file chosen

Відкрити

Назва

Опис



Рис. 1

(Получена обратимая агрегатограмма. Наблюдается угнетение агрегации тромбоцитов в норме)

images/1.png



Рис. 2

(Получена обратимая агрегатограмма. Наблюдается угнетение агрегации тромбоцитов в норме)

images/2.png



Рис. 3

Получена необратимая агрегатограмма. Увеличение части клапана на 2.5 мм

images/3.png

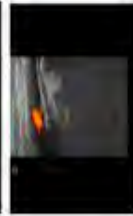


Рис. 4

Получена необратимая агрегатограмма. Увеличение части клапана на 1.5 мм

images/4.png

Висновок

Оскільки середовище використання приладу є медицина, то ми маємо велику кількість нюансів при розробці приладу. Але результатом роботи є ультразвуковий інтроскоп для діагностики хвороб серця достатньої точності вимірювання та легкий у використанні. Особливістю розробки є невеликі розміри датчику для того, щоб сканування проводилось у міжреберному просторі тим самим збільшувалась точність вимірювання.

Дякую за увагу